

523, 423

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局(43) 国際公開日
2004 年 3 月 25 日 (25.03.2004)

PCT

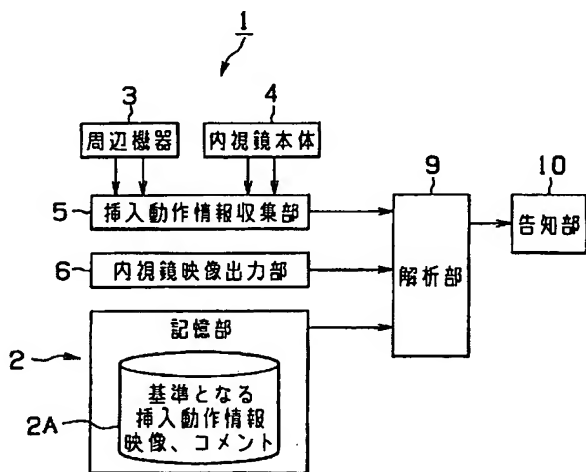
(10) 国際公開番号
WO 2004/023986 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 1/00
(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/011081
(22) 国際出願日: 2003 年 8 月 29 日 (29.08.2003)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願2002-255696 2002 年 8 月 30 日 (30.08.2002) JP
特願2002-255700 2002 年 8 月 30 日 (30.08.2002) JP
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP];
(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 大西 順一 (OHNISHI, Junichi) [JP/JP]; 〒193-0823 東京都八王子市横川町 617 番 159 号 Tokyo (JP). 秋本 俊也 (AKIMOTO, Shunya) [JP/JP]; 〒192-0032 東京都八王子市石川町 2974 番 24-513 号 Tokyo (JP). 梶 国英 (KAJI, Kunihide) [JP/JP]; 〒192-0023 東京都八王子市久保山町一丁目 39 番 2-2-405 号 Tokyo (JP). 小林 英一 (KOBAYASHI, Eiichi) [JP/JP]; 〒206-0025 東京都多摩

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL TREATMENT SYSTEM, ENDOSCOPE SYSTEM, ENDOSCOPE INSERT OPERATION PROGRAM, AND ENDOSCOPE DEVICE

(54) 発明の名称: 医療処置システム、内視鏡システム、内視鏡挿入動作プログラム及び内視鏡装置



- 3...PERIPHERAL DEVICE
4...ENDOSCOPE MAIN BODY
5...INSERT OPERATION INFORMATION COLLECTION SECTION
6...ENDOSCOPE VIDEO OUTPUT SECTION
2...STORAGE SECTION
2A...REFERENCE INSERT OPERATION INFORMATION, VIDEO, COMMENT
9...ANALYSIS SECTION
10...NOTIFICATION SECTION

information and the endoscope image as the related reference which is the storage information stored in a storage section (2A) of the processing device (2). The comparison result is output to a notification section (10) so as to monitor the insert operation of the endoscope insert portion by the operator.

(57) 要約: 解析部9は、挿入動作情報収集部5、内視鏡映像出力部6及び処理装置2に接続され、ライブの挿入動作情報及び内視鏡画像と、記憶情報として基準となる挿入動作情報及びこの動作情報に関連付けられた内視鏡画

[続葉有]

WO 2004/023986 A1



市 永山五丁目 2 1 番 9-2 号 Tokyo (JP). 斉藤 明人 (SAITO,Akito) [JP/JP]; 〒191-0001 東京都 日野市 栄町一丁目 1 番 1-L P 4 0 5 号 Tokyo (JP). 柴崎 隆男 (SHIBASAKI,Takao) [JP/JP]; 〒153-0043 東京都 目黒区 東山二丁目 1 4 番 5 号 Tokyo (JP). 峯 泰治 (MINE,Taiji) [JP/JP]; 〒182-0007 東京都 調布市 菊野台二丁目 4 9 番 1-1 0 5 号 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 伊藤 進 (ITO,H,Susumu); 〒160-0023 東京都 新宿区 西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル Tokyo (JP).

(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK,

SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

像(挿入動作情報に基づいて検出された挿入部先端部位置の被検体を撮像した内視鏡画像)とが与えられるようになってい。この解析部9は、術者が気管支内視鏡操作を行うことにより、リアルタイムで挿入動作情報収集部5及び内視鏡映像出力部6からの挿入動作情報及び内視鏡画像を収集する一方、この収集された挿入動作情報及び内視鏡画像と、前記処理装置2の記憶部2Aに記憶された記憶情報である関連付けされた基準となる挿入動作情報及び内視鏡画像とを逐次比較、解析を行い、その比較結果を告知部10に出力して術者の内視鏡挿入部の挿入動作を監視するようになっている。

明 細 書

医療処置システム、内視鏡システム、内視鏡挿入動作プログラム及び内視鏡装置

技術分野

本発明は、体腔内管路へ内視鏡等の挿入部の挿入動作を、安全且つ正確に行うことのできる医療用処置システム、内視鏡システム、内視鏡挿入動作プログラム及び内視鏡装置に関する。

背景技術

近年、内視鏡システム、内視鏡装置は、広く用いられている。これら内視鏡システム、内視鏡装置は、体腔内に細長な挿入部を挿入することで、体腔内の臓器等を観察したり、必要に応じて処置具挿入用チャンネル内に挿入した処置具を用いて、各種治療処置ができるようになっている。

また、近年、医療用の内視鏡システム、内視鏡装置は、例えばＣＴ（Computed Tomography）装置等により被検体の断層像を撮像して得た３次元画像を用いて患部の診断が行われるようになってきている。

このような３次元画像の一つに、肺の気管支の３次元像がある。この肺の気管支の３次元像は、例えば肺癌等が疑われる異常部の位置を、３次元的に把握するのに利用される。そして、患部が異常であるか否かの診断は、上記のようにして把握された異常部を生検によって確認するために、例えば気管支内視鏡を肺の気管支に挿入して挿入部先端部から突出させた生検具で上記異常部の組織のサンプル（sample）を採取することによって行われている。

一般に、内視鏡は、管路に挿入する挿入部ないしはその先端部に、管路内の観察像を得るための対物光学系及び撮像素子、或いは対物光学系及びイメージガイドファイバといった観察手段等を内蔵している。また、内視鏡は、上記挿入部の先端部の向きを自在に所望する方向へ指向させるための湾曲部を上記挿入部の先端部側に有している。このような構成を有する内視鏡は、上記湾曲部を湾曲動作させて上記挿入部先端部を所望とする様々な方向に指向させたり、或いは挿入部

にひねりを与えたりしながら、複雑な形状の管路に挿入していくことができるようになっている。

このため、例えば、気管支のように、多段階の分岐を有する体腔内の管路では、異常部の所在が上記分岐の末端に近いときなどは、内視鏡の挿入部を短時間で正しく目的部位に到達させることが困難である。

この問題を解消するため、例えば日本国特許公開 2000-135215 号公報では、被検体の 3 次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の管路の 3 次元画像を作成し、前記 3 次元画像上で前記管路に沿って目的点までの経路を求め、前記経路に沿った前記管路の仮想的な内視鏡画像を前記画像データに基づいて作成し、前記仮想的な内視鏡画像をモニタに表示することで、気管支内視鏡を目的部位に案内する装置が提案されている。

このような従来の内視鏡装置では、気管支内視鏡により撮像した被検体のライブの内視鏡画像を表示すると共に、気管支内の仮想的な内視鏡画像をモニタに表示して内視鏡挿入部の挿入先を案内している。この場合、術者は、上記 3 次元の仮想的な内視鏡画像及びライブの内視鏡画像を見ながら適宜内視鏡挿入部を回転操作したり、湾曲部を湾曲動作させながら気管支内に内視鏡挿入部を挿入している。

しかしながら、上述したように気管支は、多段階の分岐を有するばかりでなく、分岐での各画像は複数の分岐先経路を持つ類似の画像となっている。例えば、図 48A 及び図 48B に示すように、気管支内視鏡 200 は、気管支 201 の枝分かれした末梢部 201A に対して、分岐毎に挿入部先端部 200A が湾曲部 200B により湾曲動作されて関心部位まで到達するようになっている。

このとき、上記気管支内視鏡は、例えば、得られた内視鏡画像が、図 49B に示すように特徴のある分岐構造となっている場合は、関心部位がある気管支の分岐方向を容易に区別できる。しかしながら、上記気管支内視鏡は、例えば、得られた内視鏡画像が、図 49A に示すような場合には、左右の分岐に特徴がないため、重力方向が判断できないと、関心部位がある分岐方向を画像だけから区別することは困難となる。

一方、日本国特許公開平 5-127100 号公報及び米国特許第 5,280,

781号公報には、内視鏡画像と重力方向との関係を確認可能な内視鏡用重力方向指示装置が記載されている。また、本出願人が先に出願した日本国特許公開平11-281897号公報には、ジャイロ等の重力検出部を設けて重力方向を検出可能な内視鏡が記載されている。

しかしながら、上記日本国特許公開平11-281897号公報に記載されているように、挿入部先端部にジャイロ等の重力検出手段を配置することは、内視鏡の挿入部外径に制約のあるこのような気管支内視鏡に用いることは困難である。

従って、上記従来の（気管支）内視鏡装置は、上記挿入部先端部の重力方向を正確に検出することができず、関心部位がある気管支の分岐方向を特定することが困難であり、気管支内視鏡の先端部を短時間で正しく目的部位に到達するためには、内視鏡手術経験の豊富な熟練された医師に委ねられているのが実情である。

本発明は上記問題点に鑑みてなされたもので、内視鏡挿入部を体腔内の目的部位に確実に且つ短時間で挿入することのできるようにした内視鏡システム、内視鏡挿入動作プログラム及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

発明の開示

本発明の医療用処置システムは、被検体内に挿入するための細長な挿入部を有する医療用処置システムにおいて、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出部と、

所定の情報を入力可能な情報入力部と、

前記位置関係検出部により検出された位置情報と前記所定の情報とを関連付けて記憶する記憶部と、

を備えたことを特徴とする医療用処置システム

本発明の内視鏡システムは、被検体内に挿入するための挿入部を有する内視鏡システムであって、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出部と、

所定の情報を入力可能な情報入力部と、
前記位置関係検出部により検出された位置情報と前記所定の情報とを関連付けて記憶する記憶部と、
を備えている。

また、本発明の内視鏡挿入動作プログラムは、内視鏡挿入部を被検体内に挿入するための内視鏡挿入動作プログラムであって、
前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出工程と、
所定の情報を入力する情報入力工程と、
前記位置関係検出工程で検出された位置情報と前記情報入力工程で入力された所定の情報とを関連づけて記憶する記憶工程と、
を有する。

さらに、本発明の内視鏡システムは、被検体部に挿入するための挿入部を有する内視鏡システムであって、
前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係の情報に対して所定の情報を予め関連づけて記憶した記憶部と、
前記被検体と前記挿入部の先端部との相対的な位置関係を検出する位置関係検出部と、
前記位置関係検出部により検出された位置関係情報と関連付けた所定の情報を前記記憶部から出力する情報出力部と、
を備えている。

さらにまた、本発明の内視鏡挿入プログラムは、内視鏡挿入部を被検体内に挿入するための内視鏡挿入動作プログラムであって、
前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出工程と、
前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係に対して所定の情報を予め関連づけて記憶した記憶部から、前記位置関係検出工程で検出された位置情報に対応する所定の情報を出力する情報出力工程と、
を有する。

また、本発明の内視鏡装置は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部の挿入動作情報を検出する検出部と、

前記検出部により検出された挿入動作情報を基準となる挿入動作情報とし、この基準となる挿入動作情報及びこの挿入動作時における前記内視鏡挿入部先端部位置の被検体を撮像して得られた内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報と、前記検出部から術中に得られる挿入動作情報とを比較して内視鏡挿入部の挿入動作状況を監視する制御部と、

を備えている。

さらに、本発明の内視鏡挿入プログラムは、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入するための内視鏡挿入動作プログラムであって、

被検体内に挿入される内視鏡挿入部の挿入動作情報を検出する検出工程と、

前記検出工程により検出された挿入動作情報を基準となる挿入動作情報とし、この基準となる挿入動作情報及びこの挿入動作時における前記内視鏡挿入部先端部位置の被検体を撮像して得られた内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶工程と、

前記記憶工程で記憶された基準となる挿入動作情報と、前記検出工程で術中に得られる挿入動作情報とを比較して内視鏡挿入部の挿入動作状況を監視する比較監視工程と、

を備えている。

図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の各実施の形態に共通の内視鏡システム、内視鏡装置に設けられた主要構成部の概略構成を示すブロック図、

図 2 は、第 1 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、

図 3 は、図 2 の内視鏡システム、内視鏡装置の具体的な構成例を示す構成図、

図 4 A は、内視鏡挿入部の挿入長計測部を示す構成図、

図 4 B は、図 4 A の内視鏡挿入部の挿入長計測部の変形例を示す構成図、

図 5 A は、内視鏡挿入部のひねり角度計測部を示す構成図、

図 5 B は、図 5 A の内視鏡挿入部のひねり角度計測部の変形例を示す構成図、

図 6 A は、図 1 の記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報を示す第 1 の説明図であり、内視鏡挿入部の挿入長に対する湾曲部のアングル角度を示すグラフ、

図 6 B は、図 1 の記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報を示す第 2 の説明図であり、内視鏡挿入部の挿入長に対する挿入部のひねり角度を示すグラフ、

図 6 C は、図 1 の記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報を示す第 3 の説明図であり、内視鏡挿入部の挿入長に応じた動作コメント文章、コメント画像表示、コメント音声再生（発声）等の実行を示すグラフ、

図 7 A は、第 1 の実施の形態における告知部の動作例を示す説明図であり、図 3 の表示装置に表示された第 1 の画面表示例、

図 7 B は、第 1 の実施の形態における告知部の動作例を示す説明図であり、図 3 の表示装置に表示された第 2 の画面表示例、

図 7 C は、第 1 の実施の形態における告知部の動作例を示す説明図であり、図 3 の表示装置に表示された第 3 の画面表示例、

図 7 D は、第 1 の実施の形態における告知部の動作例を示す説明図であり、現在の挿入部挿入長に対する操作指示角度を表すグラフ、

図 8 は、第 1 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置の挿入動作プログラムを示すフローチャート、

図 9 は、第 2 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、

図 10 は、第 2 の実施の形態における自動挿入動作部の構成例を示す構成図、

図 11 A は、図 9 の記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報を示す第 1 の説明図であり、時間に対する湾曲部のアングル角度を示すグラフ、

図 11 B は、図 9 の記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報を示す第 2 の説明図であり、時間に対する内視鏡挿入部の挿入長を示すグラフ、

図 11 C は、図 9 の記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報を示す第 1 の説明図であり、時間に対する内視鏡挿入部のひねり角度を示すグラフ、

図 12 は、図 10 の自動挿入動作部の具体的な構成例を示すブロック図、

図 1 3 は、第 3 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置の概略構成を示すブロック図、

図 1 4 は、第 3 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置を示す構成図、

図 1 5 は、図 1 4 の仮想画像表示装置の画面表示例を示す図、

図 1 6 は、第 4 の実施の形態の医療用処置システムを示す構成図

図 1 7 は、第 5 の実施の形態を備えた内視鏡システム、内視鏡装置を示す全体構成図、

図 1 8 は、図 1 7 の内視鏡挿入部の先端部及びこの先端部から突出するプローブ先端側を示す拡大図、

図 1 9 は、図 1 7 の内視鏡で得た観察画像をモニタに表示したモニタ表示例、

図 2 0 は、図 1 7 に示すナビゲーションユニットにおける画像処理プログラムを示すフローチャート、

図 2 1 は、先端側にバルーンを設けた処置具を示す説明図、

図 2 2 A は、図 2 1 のバルーンが膨らむ前の観察画像をモニタに表示したモニタ表示例、

図 2 2 B は、図 2 2 A の状態からバルーンが膨らんだときの観察画像を示すモニタ表示例、

図 2 3 は、第 6 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられるプローブを示す先端側構成図、

図 2 4 は、図 2 3 の B-B 断面図、

図 2 5 A は、重力方向が右下方向であるときの導電性液体の液面と 3 つの電極との関係を示した模式図、

図 2 5 B は、重力方向が右方向であるときの導電性液体の液面と 3 つの電極との関係を示した模式図、

図 2 6 は、プローブの変形例を示す先端側構成図、

図 2 7 は、図 2 6 のプローブを内視鏡の処置具挿入口から挿入する説明図、

図 2 8 は、図 2 7 の A 部ないしプローブを示す拡大斜視図、

図 2 9 は、第 7 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられる内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、

図 30 は、図 29 の状態での内視鏡で得た観察画像をモニタに表示したモニタ表示例、

図 31 は、ロッド部材を挿入部先端部側に引いて流体封止部を挿入部先端部に接触させた際の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、

図 32 は、図 31 の状態での内視鏡で得た観察画像を示すモニタ表示例、

図 33 は、変形例の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、

図 34 は、図 33 の内視鏡で得た観察画像のモニタ表示例、

図 35 は、斜め上方に指向した内視鏡の挿入部先端部から斜め上方にバルーンを突出させた状態を示す説明図、

図 36 は、図 35 の内視鏡で得た観察像を示すモニタ表示例、

図 37 は、第 8 の実施の形態の内視鏡装置に用いられる内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、

図 38 は、図 37 のバルーンが膨らむ前の内視鏡挿入部の先端側を示す説明図、

図 39 は、図 37 のプローブの変形例を示す説明図、

図 40 は、バルーンが膨らんだ際の様子を示す説明図、

図 41 は、図 37 の内視鏡で得た観察画像のモニタ表示例、

図 42 は、画像上に示される球状部材の位置及び占める範囲（大きさ）を示すグラフ、

図 43 は、内視鏡挿入部の先端部からバルーンを突出させた状態を示すモデル図、

図 44 は、図 43 のモデルにおける説明図、

図 45 は、図 44 の $z = f$ 平面に投影した観察像を示すグラフ、

図 46 は、第 9 の実施の形態を備えた内視鏡装置に用いられる重力センサを示す説明図、

図 47 は、図 46 の重力センサを含む回路ブロック図、

図 48 A は、従来の気管支内視鏡が気管支内に挿入される際の様子を示す概略正面図、

図 48 B は、図 48 A の概略側面図、

図 49 A は、従来の気管支内視鏡で得られた内視鏡画像を示す第 1 の画像表示

例、

図 4 9 B は、従来の気管支内視鏡で得られた内視鏡画像を示す第 2 の画像表示例である。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 8 は、本発明に係る内視鏡システム、内視鏡装置の第 1 の実施の形態を示している。

図 1 に示すように、内視鏡システム、内視鏡装置 1 は、記憶部 2 A を有する処理装置 2 と、内視鏡診断に必要な周辺機器 3 と、気管支内視鏡として後述の内視鏡挿入部を有する内視鏡本体 4 と、挿入動作情報収集部 5 と、内視鏡映像出力部 6 と、コメント入力部 7 と、編集部 8 とを備えている。

前記挿入動作情報収集部 5 は、例えば熟練された術者が内視鏡挿入部を気管支内に挿入動作する情報を、基準となる挿入動作情報として検出し収集するものである。この挿入動作情報収集部 5 は、周辺機器 3 及び内視鏡本体 4 を介して上記挿入動作情報を取得可能なセンサ等の検出部を備えている。

挿入動作情報としては、湾曲部のアングル角度、挿入部のひねり角度、挿入部の挿入長、挿入部の挿入速さ、挿入部先端固定状態や挿入部保持部固定状態等がある。上記挿入動作情報は、挿入動作情報収集部 5 の検出部によって検出されて取り込まれるようになっている。挿入動作情報収集部 5 は、取り込んだ挿入動作情報を、処理装置 2 に供給するようになっている。この処理装置 2 は、前記挿入動作情報としての湾曲部のアングル角度、挿入部のひねり角度、挿入部の挿入長の情報から、挿入部先端部と被検体である体腔内管路内との相対的な位置関係を検出し、その位置での内視鏡画像を当該位置（特に挿入部の挿入長を基にした）と関連付けるようになっている。

内視鏡映像出力部 6 は、気管支内視鏡 1 4 の内視鏡挿入部 4 A の先端部（図示しない対物光学系及び撮像装置を有する。）から得られた内視鏡画像（Live 画像）を処理装置 2 に出力するようになっている。

コメント入力部 7 は、図示はしないが文字入力部、音声入力部及び画像入力部を備えて構成されている。このコメント入力部 7 は、上記挿入動作情報に対して特徴的な動作や注意すべき点がある場合において、各入力部を介してコメント情報を作成し、処理装置 2 へ出力するようになっている。

前記処理装置 2 は、大きな記憶容量を有する記憶部 2 A を具備しており、挿入動作情報収集部 5 により得られた挿入動作情報と、内視鏡映像出力部 6 からの内視鏡画像とを時系列データとして記憶部 2 A に記憶する。この場合、この処理装置 2 は、挿入動作情報と内視鏡画像とを時間毎に関連付けて記憶するようになっている。ここで、処理装置 2 は、挿入動作情報から内視鏡挿入部先端部と被検体との相対的な位置関係を検出し、記憶部 2 A はこの位置関係情報と前記内視鏡画像とが関連付けられて記憶される。この場合、この処理装置 2 は、内視鏡挿入部先端部及び被検体の相対的な位置情報と、この位置における内視鏡画像と、この位置における上記挿入動作情報とが関連付けられ、この関連付けられた情報が、記憶装置 2 A に記憶される。

さらに、上記処理装置 2 は、コメント入力部 7 から挿入動作指示などのコメント情報が供給された場合には、記憶部 2 A に記憶されている関連付けされた挿入動作情報及び内視鏡画像である上記時系列データに対応する部分に対し、コメント情報を追記して再記憶できるようになっている。

また、上記処理装置 2 には、編集部 8 が接続されている。この編集部 8 は、処理装置 2 の記憶部 2 A の記憶された記憶情報を読み出し、不必要な情報を消去したり、並び替えを行ったりして再度情報を再記録させるものである。

次に、第 1 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置 1 の構成について図 2 を参照しながら説明する。

内視鏡システム、内視鏡装置 1 は、図 1 に示す構成の他に、図 2 に示す監視制御部としての解析部 9 及び告知部 10 を備えている。

前記監視制御部としての解析部 9 は、挿入動作情報収集部 5、内視鏡映像出力部 6 及び処理装置 2 に接続され、ライブの挿入動作情報及び内視鏡画像と、記憶情報として基準となる挿入動作情報及びこの動作情報に関連付けられた内視鏡画像（挿入動作情報に基づいて検出された挿入部先端部位置の被検体を撮像した内視

鏡画像)とが与えられるようになっている。この解析部 9 は、術者が気管支内視鏡操作を行うことにより、リアルタイムで挿入動作情報収集部 5 及び内視鏡映像出力部 6 からの挿入動作情報及び内視鏡画像を収集する一方、この収集された挿入動作情報及び内視鏡画像と、前記処理装置 2 の記憶部 2 A に記憶された記憶情報である関連付けされた基準となる挿入動作情報及び内視鏡画像とを逐次比較、解析を行い、その比較結果を告知部 10 に出力して術者の内視鏡挿入部の挿入動作を監視するようになっている。

前記告知部 10 は、表示部と音声再生部とを具備して構成されている。この告知部 10 は、解析部 9 からの比較結果を文字、映像や音声等を用いて表示又は再生することにより、基準となる挿入動作情報を挿入動作手順として術者に提示するようになっている。

図 3 に示すように、内視鏡システム、内視鏡装置 1 は、スピーカやモニタを有する告知部 10 としての表示装置 11 と、記憶部 2 A を含む処理装置 2 や解析部 9 を有する挿入動作量処理装置 12 と、挿入部 4 A を有する気管支内視鏡 14 と、この内視鏡挿入部 4 A の患者 50 の口を介した気管支等の体腔内への挿入を安全且つ円滑に行うために該内視鏡挿入部 4 A を挿通可能に保持するマウスピース 14 A と、この気管支内視鏡 14 からの内視鏡画像情報を処理する内視鏡映像出力部 6 を含む内視鏡用ビデオプロセッサ 13 と、挿入動作情報収集部 5 として前記気管支内視鏡 14 に設けられ、湾曲部のアングル角度を計測する湾曲部のアングル計測部 15 A、挿入部の挿入長を計測する挿入長計測部 15 B (挿入速度を検出可能に構成できる。) 及び挿入部のひねり角度を計測するひねり角度計測部 15 C とを有している。

診断を行う場合において、気管支内視鏡 14 は、患者の口にくわえられたマウスピース 14 A により該内視鏡挿入部 4 A の挿入が保持される。

この気管支内視鏡 14 の操作部近傍には、内視鏡挿入部 4 A の湾曲部のアングル調整を行うための操作レバー 14 B が設けられている。この操作レバー 14 B による湾曲部のアングル調整時には、近傍に設けられたアングル計測部 15 A によって、術者により湾曲部を湾曲動作させたアングル角度が計測されるようになっている。

内視鏡用ビデオプロセッサ 1 3 は、内視鏡映像出力部 6 により気管支内視鏡 1 4 からの内視鏡画像データを処理し、挿入動作量処理装置 1 2 へ出力するとともに、湾曲部のアングル計測部 1 5 A、挿入部の挿入長計測部 1 5 B（必要に応じて挿入部の挿入速度も計測）及び挿入部のひねり角度計測部 1 5 C からのそれぞれの計測結果を取り込み、これらの計測結果を同様に挿入動作量処理装置 1 2 に出力する。

前記挿入動作量処理装置 1 2 は、上述した処理装置 2 及び監視制御部としての解析部 9 によるそれぞれの処理を実行するもので、術者による挿入部の挿入動作情報を求め、この得られた挿入動作情報及び内視鏡画像と記憶部 2 A に記憶されている基準となる挿入動作情報及びこの情報に関連付けされた内視鏡画像（記憶情報）とを逐次比較、解析を行い、操作状況を監視すると同時に、比較結果を表示装置 1 1 に出力して表示させるようになっている。

表示装置 1 1 は、モニタ及びスピーカを有し、挿入動作量処理装置 1 2 による制御によって、前記解析、比較結果に基づき文字、映像や音声等で気管支内視鏡 1 4 の挿入動作状況や動作指示を術者に知らせることにより、基準となる挿入動作情報、手順を内視鏡手術に反映させることができるようになっている。なお、告知部 1 0 としての表示装置 1 1 による具体的な告知指示例については後述する。

次に、挿入部の挿入長計測部 1 5 B 及び挿入部のひねり角度計測部 1 5 C の具体的構成例を図 4 A～図 5 B を用いて説明する。

まず、挿入部の挿入長計測部 1 5 B の構成例について説明する。

挿入部の挿入長計測部 1 5 B は、例えば図 4 A に示すように、気管支内に挿通させる内視鏡挿入部 4 A の周面に接触するように配され、内視鏡挿入部 4 A の移動方向に回転自在な一対のローラ 1 6 と、このローラ 1 6 の回転量を計測する計測部としてのポテンシオメータ 1 7 とで構成されている。なお、ローラ 1 6 の回転量を計測する計測部としては、ポテンシオメータ 1 7 に限らず、ローラ 1 6 の回転角度を計測可能な他の角度計測デバイスを用いて構成しても良い。この場合、単位時間当たりの挿入長を計測することにより、挿入部の挿入速度を計測することが可能である。

上記構成の挿入長計測部 15 B においては、内視鏡挿入部 4 A の押し引きに伴い、一對のローラ 16 が回転すると同時に、この回転と連動してポテンシオメータ 17 が回転することにより、ローラ回転量に基づくポテンシオメータ回転量が計測され、計測結果を電気信号に変換して挿入動作量処理装置 12 に出力する。一方、挿入動作量処理装置 12 は、この計測結果に基づき挿入部の挿入長を求める。この場合、挿入部の挿入長は、下記に示す（式 1）により求めることができる。

挿入部の挿入長 = k （所定の変換係数） \times ポテンシオメータ回転量…（式 1）
次に、他の変形例を示す。

図 4 B に示すように、挿入部の挿入長計測部 15 B は、内視鏡挿入部 4 A の周面上に等間隔で設けられたマーカ 4 a の移動をリアルタイムで撮像する 1 台又は複数のビデオカメラ 18 と、このビデオカメラ 18 からの撮像信号に対しリアルタイムで画像処理を行い、画面上（表示装置 11 の表示画面上）でのマーカ 4 a の移動量を算出する画像処理部 19 とで構成されている。なお、マーカ 4 a の移動をリアルタイムで撮像する撮像部としては、ビデオカメラ 18 に限らず、2次元の撮像デバイス、例えば C I S を用いて構成しても良い。

上記構成の挿入部の挿入長計測部 15 B は、内視鏡挿入部 4 A の押し引きに伴い、ビデオカメラ 18 によって移動するマーカ 4 a をリアルタイムで撮影する。そして、画像処理部 19 は、ビデオカメラ 18 からの撮像信号に対しリアルタイムで画像処理を行い、画面上（表示装置 11 の表示画面上）でのマーカ 4 a の移動量を算出してこの算出結果をもとに挿入部の挿入長を求める。

次に、挿入部のひねり角度計測部 15 C の構成例について説明する。

挿入部のひねり角度計測部 15 C は、例えば図 5 A に示すように、気管支内に挿通させる内視鏡挿入部 4 A の周面に接触するように配され、内視鏡挿入部 4 A の回転方向に回転自在な一對のローラ 16 A と、このローラ 16 A の回転量を計測する計測部としてのポテンシオメータ 17 A とで構成されている。なお、ローラ 16 A の回転量を計測する計測部としては、上記同様ポテンシオメータ 17 A に限らず、ローラ 16 A の回転角度を計測可能な他の角度計測デバイスを用いて構成しても良い。

上記構成の挿入部のひねり角度計測部 15 C は、内視鏡挿入部 4 A の押し引きに伴い内視鏡挿入部 4 A 自体がひねられたりすると、一対のローラ 16 A が回転すると同時に、この回転と連動してポテンショメータ 17 A が回転する。このことにより、挿入部のひねり角度計測部 15 C は、ローラ回転量に基づくポテンショメータ回転量が計測されてこの計測結果を電気信号に変換して挿入動作量処理装置 12 に出力する。そして、この挿入動作量処理装置 12 は、計測結果に基づき挿入部のひねり角度を求める。この場合、挿入部のひねり角度は、下記に示す(式 2)により求めることができる。

$$\text{挿入部のひねり角度} = h \text{ (所定の変換係数)} \times \text{ポテンショメータ回転量} \dots (\text{式 2})$$

次に、他の変形例を示す。図 5 B に示すように挿入部の挿入長計測部 15 B と同様に、内視鏡挿入部 4 A の周面上に該内視鏡挿入部 4 A の挿入方向と同じ方向に等間隔で設けられたマーカ 4 b の移動をリアルタイムで撮像する 1 台又は複数のビデオカメラ 18 A、このビデオカメラ 18 A からの撮像信号に対しリアルタイムで画像処理を行い、画面上(表示装置 11 の表示画面上)でのマーカ 4 b の移動量を算出する画像処理部(図示はしないが図 4 B の構成と略同様) 19 とで構成されている。なお、本例においても、マーカ 4 b の移動をリアルタイムで撮像する撮像部としては、図 4 B に示す構成と同様にビデオカメラ 18 A に限らず、2 次元の撮像デバイス、例えば C I S を用いて構成しても良い。

上記構成の挿入部のひねり角度計測部 15 C は、内視鏡挿入部 4 A の押し引きに伴い内視鏡挿入部 4 A 自体がひねられると、ビデオカメラ 18 A によって移動したマーカ 4 b の移動量を撮像し、このビデオカメラ 18 A からの撮像信号に対しリアルタイムで画像処理を行い、画面上(表示装置 11 の表示画面上)でのマーカ 4 b の移動量を算出してこの算出結果をもとに挿入部のひねり角度を求める。

次に、第 1 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置 1 の動作について図 6 A ないし図 8 を参照して説明する。

いま、本実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置 1 を用いて術者が気管支等の診断を行うものとする。挿入動作量処理装置 12 の図示しない制御部は、図 8

に示す内視鏡挿入動作プログラムの処理ルーチンを起動する。すなわち、ステップ S 1 の処理にて挿入動作量処理装置 1 2 内の記憶部 2 A に記憶される記憶情報（基準となる挿入動作情報とこの動作時における挿入部先端位置の内視鏡画像）を読み出し、処理をステップ S 2 に移行する。

ステップ S 2 の処理において、前記制御部は、挿入部の挿入長をもとにして記憶データの並び替えを行う。例えばこの処理により得られた記憶データの一例が図 6 A、図 6 B に示されている。

図 6 A は、縦軸に示す湾曲部のアングル角度が横軸に示す挿入部の挿入長に応じてどれくらいの角度になっているのかを示す挿入動作情報である。また、図 6 B は、縦軸に示す挿入部のひねり角度が横軸に示す挿入部の挿入長に対してどれくらいの角度になっているのかを示す挿入動作情報である。また、基準となる挿入動作情報に関連付けて記憶されている内視鏡画像、コメント情報の場合についても同様に、必要に応じて挿入部の挿入長をもとにして並び替えを行い、例えば図 6 C に示すように、横軸の挿入部の挿入長に応じて文章 A、画像 B 表示、音声 C 再生（発声）等を実行するための挿入動作指示データが作成される。

なお、この場合、各挿入動作指示データは、各に示す式（3）、（4）に示すように挿入部の挿入長の関数で算出される。

湾曲部アングル角度 = f （挿入部の挿入長）…（式 3）

挿入部のひねり角度 = g （挿入部の挿入長）…（式 4）

なお、内視鏡画像及び指示コメント情報（文章、音声、画像）も、同様の挿入部挿入長の関数で算出される。

そして、前記制御部は、続くステップ S 3 に処理を移行し、該処理にて現在術者が操作している挿入部の挿入長を、挿入部の挿入長計測部 1 5 B に用いてリアルタイムで計測し、処理をステップ S 4 に移行する。

ステップ S 4 の処理において、制御部は、上記ステップ S 2 の処理にて用意された関係式（式 3、式 4）を用い、ステップ S 3 にて計測された挿入部の挿入長を入力し、湾曲部のアングル角度、挿入部のひねり角度、挿入動作情報に関連付けられた内視鏡画像及び表示すべき指示コメント情報を求め、処理をステップ S 5 に移行する。

前記制御部は、ステップ S 5 の処理により、ステップ S 4 で求めたデータを、告知部 1 0 としての表示装置 1 1（図 3 参照）に出力し表示させる。

その後、処理をステップ S 3 に戻し、該ステップ S 3 ないしステップ S 5 による処理ルーチンを周期的に実行させ、術者に挿入動作の指示を与える。

上記ステップ S 5 の処理により、表示装置 1 1 に提示された表示例が図 7 A～図 7 C に示されている。

挿入部の挿入動作量処理装置 1 2 の制御部は、例えば図 7 A に示すように、表示装置 1 1 の画面上に、少なくとも 3 つの多画面表示を行うことにより、術者に挿入動作の指示を告知する。すなわち、表示装置 1 1 の画面上部に 2 つの画面 1 1 A、1 1 B、画面下部には 1 つの画面 1 1 C をそれぞれ多画面表示し、画面 1 1 A には気管支内視鏡の内視鏡挿入部 4 A により得られた内視鏡画像（ライブ画像）を表示し、もう一方の画面 1 1 B には被検体に挿入した挿入部の挿入長に応じた、CT 画像データに基づき気管支内部の仮想の内視鏡画像（VBS 画像）を表示する。同時に、画面下部の画面 1 1 C には、文字により挿入動作の指示がガイダンス表示され、またこの文字はスピーカ 1 1 D を介して音声として再生される。すなわち、挿入部の挿入長を基準にして、術者に対してライブ画像及び VBS 画像を見せながら文字や音声によって湾曲部のアングル角や挿入部のひねり角度等を指示する。

なお、指示コメント情報があり、或いはコメント情報が図 1 に示す編集部 8 により追加された場合には、例えば図 6 C に示すように挿入部の挿入長を基準にして、コメント情報（文章、音声、画像）を表示装置 1 1 の画面上の対応する画面に表示したり、スピーカ 1 1 D により再生して提示する。

図 7 A に示す例において、画面 1 1 B に表示される仮想の内視鏡画像に代えて、基準となる挿入動作情報に関連付けて記憶した挿入部の挿入長に基づく内視鏡画像を表示するようにもされる。

さらに、図 7 A に示す例において、図 7 C に示す如く画面 1 1 B には、湾曲部のアングルの現在角度を示す表示バー 2 1 a 及び記憶されている基準となる挿入動作情報としての動作指示角度を示す表示バー 2 1 b を表示した湾曲部アングル表示部 2 0 b と、挿入部のひねり角度の現在角度を示す表示バー 2 2 a 及び記憶

されている基準挿入動作指示角度を示す表示バー 22b を表示した挿入部のひねり角度表示部 20c と、基準となる挿入動作情報に関連付けられた当該挿入動作における挿入部先端部位置の内視鏡画像を表示した表示部 20a とを、同時に表示して術者に提示するようにしても良いものである。

また、第 1 の実施の形態では、図 7B に示すように、ライブ画像を表示する画面 11A 内に、基準となる挿入動作情報に関連付けて記憶した同じ挿入部長に基づく内視鏡画像を子画面 11a に表示しても良く、これにより、さらに詳細な挿入動作の指示を提示することができる。従って、内視鏡装置 1A は、確実に気管支内視鏡 14 の挿入部の挿入を行うことができる。

さらに、他の挿入動作指示の表示例として、図 7C に示すように、子画面 11a 内に、湾曲部のアングルの現在角度を示す表示バー 21a 及び記憶されている基準となる挿入動作情報としての動作指示角度を示す表示バー 21b を表示した湾曲部アングル表示部 20b と、挿入部のひねり角度の現在角度を示す表示バー 22a 及び記憶されている基準挿入動作指示角度を示す表示バー 22b を表示した挿入部のひねり角度表示部 20c と、基準となる挿入動作情報に関連付けられた当該挿入動作における挿入部先端部位置の内視鏡画像を表示した表示部 20a とを、同時に表示して術者に提示するようにしても良い。なお、この場合、挿入動作指示角度は、図 7D に示すように現在の挿入部の挿入長に対して表される。そして、現在角度と挿入動作指示角度とがあまりにも違い過ぎる場合には、警告を示す文字や音声を表示装置 11 に表示或いは再生するように制御しても良い。

このように、第 1 の実施の形態によれば、基準となる挿入部の挿入動作情報に基づく挿入動作の指示を提示可能な構成とすることにより、内視鏡を目的部位に確実に且つ短時間で挿入することが可能となる。

(第 2 の実施の形態)

図 9 ないし図 12 は、本発明に係る内視鏡システム、内視鏡装置の第 2 の実施の形態を示している。なお、図 9 ないし図 12 は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と同様な構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

第 2 の実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置は、上記第 1 の実施の形態の

告知部 10 による挿入動作指示及びこれに基づく挿入動作を自動的に行うように制御する自動挿入動作部 23 を設けて構成したことが特徴であり、その他の構成は第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と略同様の構成である。

図 9 に示すように、第 2 の実施の形態の内視鏡装置（システム）1B では、自動挿入動作部 23 が、解析部 9 と周辺機器 3 及び気管支内視鏡 14 との間に配されている。この自動挿入動作部 23 は、上記第 1 の実施の形態の告知部 10 と同様の処理内容を行うとともに、解析部 9 からの解析結果に基づき気管支内視鏡 14 及びその他の周辺機器 3 の各種動作を自動的に制御する。

すなわち、自動挿入動作部 23 は、解析結果に基づき、気管支内視鏡 14 の挿入部の挿入動作を自動的に行うように制御するものである。気管支内視鏡 14 の挿入部挿入動作としては、上記第 1 の実施の形態と略同様に湾曲部のアングル動作、挿入部のひねり動作、挿入部の挿入動作、挿入部の先端固定・解除動作及び挿入部の保持部固定・解除動作等がある。

なお、この場合、上記第 1 の実施の形態と同様に、自動的に挿入動作されている気管支内視鏡 14 の挿入動作状況を表示装置 11 に表示するようにしても良い。

次に、気管支内視鏡 14 の自動挿入動作のための構成を図 10 に示す。この自動挿入装置は、自動挿入動作部 23 によって制御される、気管支内視鏡 14 の挿入部の挿入動作を行うための複数の駆動部が設けられている。

前記複数の駆動部は、湾曲部のアングル調節用モータ 24A、挿入部の挿入長調節用モータ 25A 及び挿入部のひねり角度調節用モータ 26A などの各種モータで構成されている。

アングル調節用モータ 24A は、気管支内視鏡 14 の湾曲部のアングル角度計測部 24B と一体的に構成されているとともに、その回転軸が気管支内視鏡 14 の湾曲部アングル角度調節機構（図示せず）に連結されて回動力を伝えることにより、内視鏡挿入部 4A の湾曲部のアングル動作を行うことが可能となっている。湾曲部のアングル角度計測部 24B は、常時湾曲部のアングル角度を検出し、検出結果を自動挿入動作部 23 に出力するようになっている。

挿入部の挿入長調節用モータ 25A は、気管支内に挿通させる内視鏡挿入部 4

Aの周面に接触するように配され、内視鏡挿入部4Aの移動方向に回転する一対のローラと直結され、ローラに駆動力を与えるようになっている。また、この挿入部の挿入長調節用モータ25Aの回転量を計測する挿入部の挿入長計測部25Bが近傍に設けられており、常時、計測結果を自動挿入動作部23に出力するようになっている。

挿入部のひねり角度調節用モータ26Aは、気管支内に挿通させる内視鏡挿入部4Aの周面に接触するように配されている。そして、挿入部のひねり角度調節用モータ26Aは、内視鏡挿入部4Aの回転方向（ひねり方向）に回転する一対のローラと直結され、ローラに駆動力を与えるようになっている。また、この挿入部のひねり角度調節用モータ26Aの回転量を計測する挿入部のひねり角度計測部26Bが近傍に設けられており、常時計測結果を自動挿入動作部23に出力するようになっている。

自動挿入動作部23は、湾曲部のアングル角度計測部24B、挿入部の挿入長計測部25B、挿入部のひねり角度計測部26Bからの計測結果から気管支内視鏡14の現在の湾曲部のアングル角度、挿入部の挿入長及び挿入部のひねり角度を認識し、内視鏡挿入部4Aの挿入状態が記憶部2Aから読出される基準となる挿入動作情報に基づく挿入動作状態となるように、湾曲部のアングル調節用モータ24A、挿入部の挿入長調節用モータ25A及び挿入部のひねり角度調節用モータ26Aの回転駆動を制御する。

すなわち、この実施の形態では、記憶部2Aから読出される基準となる挿入動作情報の一例が図11A、図11B、図11Cに示されているが、自動挿入動作部23は、気管支内視鏡14の挿入部の挿入動作状態が、図11A～図11Cに示す動作情報と略と一致するように湾曲部のアングル調節用モータ24A、挿入部の挿入長調節用モータ25A及び挿入部のひねり角度調節用モータ26Aの回転駆動を制御するものである。

図12に上記自動挿入動作部23の構成が示されている。

図12に示すように、自動挿入動作部23は、気管支内視鏡14の各種駆動制御及び記憶部2Aの読出し制御等を行う制御部としてのCPU23aと、記憶部2Aからの基準となる挿入動作情報を取り込む入力インターフェイス（以下、I

／Fと称す) 23bと、取り込んだ挿入動作情報等の動作情報や自動挿入動作をするのに必要なプログラム等を記憶するためのROM23cと、気管支内視鏡14の挿入部の挿入に関する計測結果と、基準となる挿入動作情報とを比較演算処理するための作業領域として一時的に記憶するRAM23dと、湾曲部のアングル調節用モータ24Aを駆動制御する駆動信号を増幅して出力する第1のアンプ23eと、挿入部のアングル角度計測部24Bからの計測結果を取り込むためのI／F23hと、挿入部の挿入長調節用モータ25Aを駆動制御する駆動信号を増幅して出力する第2のアンプ23fと、挿入部の挿入長計測部25Bからの計測結果を取り込むためのI／F23iと、挿入部のひねり角度調節用モータ26Aを駆動制御する駆動信号を増幅して出力する第3のアンプ23gと、挿入部のひねり角度計測部26Bからの計測結果を取り込むためのI／F23jとを備えている。

第2の実施の形態の内視鏡装置(システム)1Bにおいては、自動挿入動作部23により、湾曲部のアングル角度計測部24B、挿入部の挿入長計測部25B、挿入部のひねり角度計測部26Bからの計測結果から気管支内視鏡14の現在の湾曲部のアングル角度、挿入部の挿入長及び挿入部のひねり角度を認識すると同時に、内視鏡挿入部4Aの挿入状態が記憶部2Aから読出される基準となる挿入動作情報に基づく挿入動作状態となるように、湾曲部のアングル調節用モータ24A、挿入部の挿入長調節用モータ25A及び挿入部のひねり角度調節用モータ26Aの回転駆動を制御する。これにより、第2の実施の形態の内視鏡装置(システム)1Bは、基準となる挿入動作情報に基づく気管支内視鏡14における挿入部の挿入動作を自動的に行うことができる。

なお、第2の実施の形態においては、自動挿入動作部23により気管支内視鏡14の挿入部挿入動作を自動的に行うことについて説明したが、例えば自動モードと手動モードとで切り換え可能な構成とし、手動が必要な場合には手動モードに切り換えて第1の実施の形態と同様に操作指示を術者に提示するように構成しても良い。

従って、第2の実施の形態によれば、気管支内視鏡14の挿入部の挿入動作を、基準となる挿入動作情報に基づいて自動的に行うことができるので、術者の技量

に拘わらず、より確実に且つ短時間で内視鏡を目的部位に挿入することができる。

ところで、この実施の形態では、基準となる挿入動作情報を、内視鏡手術における術者による気管支内視鏡 1 4 の挿入部の挿入動作に反映させることにより、挿入部の挿入動作を確実に且つ短時間に行うことが可能であるが、この基準となる挿入動作情報を訓練用の内視鏡装置を用いて術者に体験させることで、基準となる挿入動作情報を有効に活用することができる。このような実施の形態を次に示す。

(第 3 の実施の形態)

図 1 3 ないし図 1 5 は、本発明に係る内視鏡システム、内視鏡装置の第 3 の実施の形態を示す。なお、図 1 3 ないし図 1 5 は、第 1 の実施の形態の内視鏡装置 1 と同様な構成要素については同一の符号を付して説明を省略し、異なる部分のみを説明する。

第 3 の実施の形態の内視鏡装置（システム）1 C は、第 1 の実施の形態の気管支内視鏡 1 4 に代えて、略同様の構成を備えた訓練用の気管支内視鏡を有する訓練用内視鏡部 3 1 を構成し、また内視鏡映像出力部 6 に代えて仮想内視鏡画像データを出力する仮想内視鏡画像データ出力部 6 A を設け、さらに、編集部 8 及び解析部 9 と略同様の処理が可能な編集分析部 3 2 とを設けて構成している。その他の構成については、第 1 の実施の形態と略同様である。

図 1 3 に示すように、第 3 の実施の形態の内視鏡装置（システム）1 C において、処理装置 2 の記憶部 2 A には、基準となる挿入動作情報及び仮想内視鏡画像データが記憶されている。これらの記憶データは編集分析部 3 2 によって上記第 1 の実施の形態と同様に読出し或いは並び替え、編集が可能である。

訓練用内視鏡部 3 1 は、周辺機器 3 及び内視鏡挿入部 4 A を有する気管支内視鏡を備えて、第 1 の実施の形態で示した気管支内視鏡 1 4 と略同様に構成されたものである。訓練用内視鏡部 3 1 は、詳しくは図 1 4 に示すように湾曲部のアングル計測部 1 5 A、挿入部の挿入長計測部 1 5 B 及び挿入部のひねり角度計測部 1 5 C を有している。訓練用内視鏡部 3 1 は、これらの計測部 1 5 A、1 5 B、1 5 C により得られた挿入動作情報を編集分析部 3 2 に出力するようになっている。また、訓練用内視鏡の手元操作部近傍には、フリーズボタン 1 5 D が設けら

れている。このフリーズボタン15Dを押下すると、そのとき表示されていた仮想内視鏡画像をスナップショットとして表示するようになっている。

仮想内視鏡画像データ出力部6Aは、CT画像データに基づき気管支内部の仮想の内視鏡画像（VBS画像）を生成し、編集分析部32に出力する。

仮想画像表示装置33は、第1の実施の形態で使用した表示装置11と略同様に構成されたものである。この仮想画像表示装置33は、少なくとも3つの多画面表示を行うことで、訓練用内視鏡部31の挿入動作による仮想内視鏡画像を表示するようになっている。

編集分析部32は、訓練用内視鏡部31を用いた術者による挿入部計測結果から挿入動作情報を求め、得られた挿入動作情報及び仮想内視鏡画像と、記憶部2Aに記憶された記憶情報（基準となる挿入動作情報、内視鏡画像）と逐次比較、分析を行い、挿入動作状況を監視すると同時に、比較結果を仮想画像表示装置33に出力して表示させるようになっている。

この場合、編集分析部32は、例えば図7Aに示すように、仮想画像表示装置33の画面上部に2つの画面33A、33B、画面下部には1つの画面33Cをそれぞれ多画面表示している。この画面33Aには、訓練用内視鏡部31の各挿入動作計測結果を基に仮想内視鏡画像データ出力部6Aからの仮想内視鏡画像（VBS画像）を表示し、もう一方の画面33Bには訓練用内視鏡部31のフリーズボタン15Dが押下されたときに表示されていた仮想内視鏡画像（VBS画像）のスナップショットを表示する。同時に、画面下部の画面33Cには、過去のスナップショット（VBS画像）34が挿入部挿入長の短い方から順に図中左から右へと一覧表示される（図15参照）。

また、この画面33Cによるスナップショットの一覧表示情報は、編集分析部32による制御により、処理装置2の記憶部2Aに記憶されるとともに、上記第1の実施の形態と同様に告知部10としての仮想画像表示装置33に表示がなされることにより、訓練用内視鏡部31を挿入操作している術者に動作指示を提示することが可能である。

その他の構成、及び作用については上記第1の実施の形態と同様である。

従って、第3の実施の形態によれば、基準となる挿入動作情報を訓練用内視鏡

装置を用いて訓練を受ける術者に体験させることで、基準となる挿入動作情報、手順を有効に活用することができ、例えば教育用システムとして利用すれば術者の挿入技量などの向上に大きく寄与することができる。

なお、第 3 の実施の形態の内視鏡装置（システム）1 C において、上記第 2 の実施の形態と同様に、編集分析部 3 2 が基準となる挿入動作情報に基づき訓練用内視鏡部 3 1 を自動的に操作することで、訓練用内視鏡部 3 1 を操作している術者に基準となる挿入動作情報、手順と同様の挿入手法を体験するように構成してもよい。

また、第 1 ないし第 3 の実施の形態において、ライブ画像の他に V B S 画像を表示しながら基準となる挿入動作情報に応じた挿入動作指示を与えるように説明したが、これに限定されることはなく、ライブ画像のみを表示しながら挿入動作指示を提示するように構成しても良いことは勿論である。

次に示す内視鏡装置は、挿入部先端部における重力方向を容易に検出可能に構成したものであるが、このように構成された内視鏡も前記第 1 ないし第 3 実施の形態の内視鏡システム、内視鏡装置に用いることができる。

（第 4 の実施の形態）

図 1 6 は、本発明の第 4 の実施の形態を示す。

前記第 1 ～ 3 の実施の形態は内視鏡の挿入部について適用した例を示したが、第 4 の実施の形態は、細長な挿入部を有する医療用処置具として、例えば血管治療用カテーテルの挿入に関する適用例である。

図 1 6 に示す第 4 の実施の形態の医療用処置システムは、第 1 の実施の形態の挿入動作情報収集部の代わりに挿入位置情報収集部とし、また血管治療用カテーテル（以下、単にカテーテル）5 1 の挿入に関する実施の形態であるので内視鏡映像出力部が省略されている。

この実施の形態では、血管治療用カテーテル（以下、単にカテーテル）5 1 の挿入位置を検出するカテーテル挿入長計測部 5 2 が設けられており、この計測部 5 2 により検出されたカテーテル先端部の位置情報が図示しない前記挿入位置情報収集部に出力されるようになっている。上記カテーテル挿入長計測部 5 2 は、例えば体表面に取り付けられる装置本体 5 3 の内部空間部に配設されている。こ

の装置本体 5 3 には、その先端側部と基端側部との 2 箇所に上記カテーテル 5 1 が挿通可能な開口部 5 5 a, 5 5 b を形成している。

前記装置本体 5 3 内には、前記カテーテル 5 1 を案内するガイドホイール 6 2 と、このカテーテルを繰り出し或いは引き戻すための一对の第 1 挟持ホイール 6 1 及び第 2 挟持ホイール 6 4 とを配置している。前記第 2 挟持ホイール 6 4 には、ギア 6 3 を同軸に軸着し、このギア 6 3 は前記カテーテル 5 1 を挟持押圧した状態でこのカテーテル 5 1 の進退に応じて回転するようになっている。前記ギア 6 3 は、ウォームギア 6 5 に噛合し、このウォームギア 6 5 の回転軸 6 6 にエンコーダ 6 7 を配置してカテーテル挿入長計測部 5 2 を構成している。

前記エンコーダ 6 7 には、信号線 6 7 a が延出しており、この信号線 6 7 a を介してエンコーダ 6 7 からの信号が上記第 1 の実施の形態で説明した挿入動作量処理装置 1 2 とほぼ同様な構成の図示しないカテーテル挿入位置処理装置に入力され、血管 6 8 内部におけるカテーテル 5 1 の挿入長、位置が算出されるようになっている。

このように構成されているカテーテル挿入長計測部 5 2 の作用を説明する。

カテーテル 5 1 は、装置本体 5 3 の先端部に形成されている開口部 5 5 a を通して装置本体 5 3 の外部に導き出された後、基端部に形成されている開口部 5 5 b を介して再び装置本体 5 3 の内部空間部に導入されている。このカテーテル 5 1 は、第 1 挟持ホイール 6 1 と第 2 挟持ホイール 6 4 との間に挿通されて所定の力によって繰り出され、或いは引き戻されるようになっている。この実施の形態では、カテーテル 5 1 の挿入量に応じて第 2 挟持ホイール 6 4 が回転し、この第 2 挟持ホイール 6 4 の回転により歯車部 6 3 が回転することで、この歯車部 6 3 に噛合したウォームギア 6 5 が回転し、エンコーダ 6 7 により回転量が電気信号に変換されて、挿入長情報が前記カテーテル挿入位置処理装置に出力される。

前記カテーテル挿入位置処理装置は、エンコーダ 6 7 からの信号に基づき、血管 6 8 内部におけるカテーテル 5 1 の挿入長を算出し、この算出した挿入長に応じて上記第 1 の実施の形態とほぼ同様な処理を行い、挿入位置情報に関連付けられた表示或いは告知すべき指示コメント情報を告知部としての表示装置に出力し表示し或いは告知させるようになっている。

前記構成及び作用により、第 1 ～ 3 の実施の形態で説明した内視鏡挿入部に適用した場合とほぼ同様に、細長な挿入部を有する医療用処置具である血管治療用カテーテル 5 1 に本発明が適用できる。

なお、第 4 の実施の形態では、医療用処置具として血管治療用カテーテル 5 1 について説明したが、これに限定されずに、例えば内視鏡の処置具挿通用チャンネルに挿入される鉗子等の内視鏡用処置具に関しても当然適用することが可能である。

（第 5 の実施の形態）

図 1 7 ないし図 2 2 B は、第 5 の実施の形態を示す。

なお、第 5 の実施の形態では、内視鏡本体として気管支内視鏡に本発明を適用した場合を説明する。

図 1 7 に示すように第 5 の実施の形態を備えた内視鏡装置 1 0 1 は、気管支に挿入可能な内視鏡本体として気管支内視鏡（以下、単に内視鏡）1 0 2 と、この内視鏡 1 0 2 の図示しない撮像部で撮像して得た内視鏡像を信号処理するカメラコントロールユニット（以下、CCU）1 0 3 と、この CCU 1 0 3 で信号処理された内視鏡観察像（以下、観察像と記す）を表示する観察用モニタ 1 0 4 と、予め図示しない CT 装置で得た 3 次元 CT 画像により生成した仮想の内視鏡像（以下、VBS 画像と記す）を構築するナビゲーションユニット 1 0 5 と、このナビゲーションユニット 1 0 5 で生成された VBS 画像を表示するナビゲーションモニタ 1 0 6 とから主に構成されている。

なお、CT 装置は、例えば X 線 CT（Computed Tomography）装置等であり、被検体の断層像を撮像することにより被検体内の 3 次元画像データを得、この 3 次元画像データを用いて患部の診断を行うものである。

内視鏡 1 0 2 は、細長で可撓性を有する挿入部 1 1 1 と、この挿入部 1 1 1 の基端側に連設され、把持部を兼ねる操作部 1 1 2 とを有して構成される。内視鏡 1 0 2 は、操作部 1 1 2 の後方からユニバーサルコード 1 1 3 が延出して設けられており、このユニバーサルコード 1 1 3 の端部に設けたコネクタが CCU 1 0 3 に接続されている。

前記内視鏡挿入部 1 1 1 は、先端に設けられた先端部 1 1 4 と、この先端部 1

1 4 の基端側に設けられた湾曲自在の湾曲部 1 1 5 と、この湾曲部 1 1 5 の基端側に設けられた長尺で可撓性を有する可撓管部 1 1 6 とが連設されて構成されている。

前記内視鏡操作部 1 1 2（内視鏡 1 0 2 の操作部 1 1 2）は、術者が握って把持する部位である把持部 1 1 2 a を基端側に有している。内視鏡操作部 1 1 2 は、把持部 1 1 2 a の上部側に C C U 1 0 3 を遠隔操作するためのビデオスイッチ 1 1 2 b が配置されている。

また、前記内視鏡操作部 1 1 2 は、湾曲操作ノブ 1 1 7 が設けられ、把持部 1 1 2 a を把持して湾曲操作ノブ 1 1 7 を回動操作することにより湾曲部 1 1 5 を湾曲操作することができる。

また、前記内視鏡操作部 1 1 2 は、把持部 1 1 2 a の前端付近に生検鉗子等の処置具を挿入する処置具挿入口 1 1 8 が設けられている。この処置具挿入口 1 1 8 は、その内部において処置具挿通用チャンネル 1 1 9 と連通している。処置具挿入口 1 1 8 は、鉗子等の図示しない処置具を挿入することにより、内部の処置具挿通用チャンネル 1 1 9 を介して先端部 1 1 4 に形成されているチャンネル開口 1 1 9 a から処置具の先端側を突出させて生検などを行うことができるようになっている。

また、前記内視鏡 1 0 2 は、照明光を伝達する図示しないライトガイドが挿入部 1 1 1、操作部 1 1 2、ユニバーサルコード 1 1 3 に挿通配設されている。このライトガイドは、基端側が操作部 1 1 2 を経てユニバーサルコード 1 1 3 のコネクタ部に至り、図示しない光源からの照明光を伝達するようになっている。ライトガイドから伝達された照明光は、挿入部先端部 1 1 4 に固定された照明窓 1 1 4 a の先端面から患部などの被写体を照明するようになっている。

照明された被写体は、照明窓 1 1 4 a に隣接して設けた観察窓 1 1 4 b から被写体像が内視鏡 1 0 2 へ取り込まれる。この取り込まれた被写体像は、図示しない撮像装置により撮像されて光電変換され、撮像信号に変換されるようになっている。そして、この撮像信号は、図示しない信号ケーブルを伝達し、ユニバーサルコード 1 1 3 を介して C C U 1 0 3 へ出力されるようになっている。

前記 C C U 1 0 3 は、内視鏡 1 0 2 の撮像装置からの撮像信号を信号処理して、

標準的な映像信号を生成し、この映像信号を観察用モニタ 104 に出力して、このモニタ 104 の表示面に観察像を表示させるようになっている。

一方、ナビゲーションユニット 105 は、上述したように VBS 画像を構築し、生成した映像信号をナビゲーションモニタ 106 に出力し、このナビゲーションモニタ 106 の表示面に内視鏡挿入部 111 の先端部 114 の位置にリンクして VBS 画像を表示させるようになっている。そして、内視鏡 102 は、ナビゲーションユニット 105 によりナビゲーションモニタ 106 に表示される VBS 画像に導かれながら例えば、気管支内の関心部位に挿入部先端部 114 が到達されるようになっている。

ここで、気管支は多段階の分岐を有するばかりでなく、分岐で得られる観察画像は複数の分岐先経路を持つ類似の画像となる。

このため、得られた観察像は、特徴のある分岐構造となっている場合、関心部位がある気管支の分岐方向を容易に区別できるが、得られた観察像が左右の分岐に特徴がない画像だけから関心部位がある分岐方向を区別することは困難となる。

本実施の形態では、内視鏡装置 101 は、内視鏡 102 の傾きに応じて、重力方向を視覚的に指示する重力方向指示部を設け、この重力方向指示部を先内視鏡 102 の観察視野範囲に配置する配置部を有して構成される。

すなわち、本実施の形態の内視鏡装置 101 は、内視鏡操作部 112 の処置具挿入口 118 からプローブ 121 を挿入し、処置具挿通用チャンネル 119 のチャンネル開口 119a からプローブ 121 の先端側を突出させて、この先端側に設けた重力方向指示部としてのバルーン 122 を内視鏡 102 の観察視野範囲に配置するように構成している。すなわち、プローブ 121 は、重力方向指示部であるバルーン 122 を内視鏡 102 の観察視野範囲に配置する配置部を構成している。

プローブ 121 は、内視鏡 102 の処置具挿通用チャンネル 119 に挿通されるプローブ部 121a と、このプローブ部 121a の後端部に設けられるプローブ操作部 121b とから構成される。

前記プローブ部 121a は、先端側に透明部材もしくは半透明部材で形成され

るバルーン 1 2 2 を設けて構成され、このバルーン 1 2 2 内に開口 1 2 4 a を形成して流体 1 2 3 を供給排出するための流体管路 1 2 4 が挿通配設されている（図 1 8 参照）。また、プローブ操作部 1 2 1 b は、この内部で流体管路 1 2 4 に接続される注入ケーブル 1 2 5 が延出している。注入ケーブル 1 2 5 は、この端部に逆止弁付き注入口金 1 2 5 a が設けられている。そして、プローブ 1 2 1 は、逆止弁付き注入口金 1 2 5 a にシリンジ 1 2 6 を接続することで、このシリンジ 1 2 6 内の流体 1 2 3 を供給排出することができるようになっている。

気管・気管支内には、青や緑色の構造物は存在することは少ないため、流体 1 2 3 は、青色又は緑色に着色されており、気管支内等の体内臓器と視覚的に区別可能となっているだけでなく、画像データを処理して青や緑の占める範囲を算出するのに有利なようになっている。

また、プローブ 1 2 1 は、例えば、プローブ先端部に図示しない超音波探触子を内蔵して超音波断層像を得られる超音波プローブであり、ナビゲーションユニット 1 0 5 にプローブケーブル 1 2 7 を介して接続されている。

また、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、後述するように内視鏡 1 0 2 の撮像装置で得た観察像により内視鏡挿入部 1 1 1 の先端部 1 1 4 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して V B S 画像の回転方向を気管支鏡の実画像と一致させる処理を行うようになっている。すなわち、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、画像処理部を構成している。なお、この処理は、自動的に行われるように構成されても良いし、また、この処理を行うための指示スイッチを設けて手動で行うようにしても良い。また、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、プローブ 1 2 1 が超音波プローブであるなら、この超音波プローブで得た超音波断層像に関しても重力方向をもとに気管支鏡の実画像と回転方向を一致させる処理も行うようになっている。

このように構成される内視鏡装置 1 0 1 は、気管支疾患等の内視鏡観察・処置（生検や治療）に用いられる。

まず、術者は、患者の体腔内に経口的或いは経鼻的に内視鏡 1 0 2 の挿入部 1 1 1 を挿入し、術者が判る所定位置、例えば気管の上端（喉頭部）まで挿入部先端部 1 1 4 を進める。このとき、術者は、観察用モニタ 1 0 4 に表示される内視

鏡１０２で得た観察像を見ながら、内視鏡挿入部１１１の挿入を行っている。

そして、術者は、挿入部先端部１１４を所定位置まで進めると、ここから、ナビゲーションユニット１０５を起動し、ナビゲーションモニタ１０６に表示されるＶＢＳ画像を参照しながら、関心部位に至る経路に従い、挿入部先端部１１４の挿入を行う。

ここで、上述したように気管支は多段階の分岐を有するばかりでなく、分岐で得られる観察画像は複数の分岐先経路を持つ類似の画像となる。

このため、得られた観察像は、特徴のある分岐構造となっている場合、関心部位がある気管支の分岐方向を容易に区別できるが、得られた観察像が左右の分岐に特徴がない画像だけから関心部位がある分岐方向を区別することは困難となる。逆に重力方向が判れば、ＶＢＳ画像と照らし合わせて分岐方向を判断することが可能となる。

そこで、術者は、内視鏡操作部１１２の処置具挿入口１１８からプローブ１２１を挿入し、この処置具挿通用チャンネル１１９のチャンネル開口１１９ａからプローブ１２１の先端側を突出させる。なお、このとき、プローブ１２１は、まだ膨らんでいない状態である。

そして、術者は、注入ケーブル１２５の逆止弁付き注入口金１２５ａにシリンジ１２６を接続し、青色又は緑色に着色された流体（液体）１２３をプローブ部１２１ａのバルーン１２２内に所定量注入すると共に、気体も注入してバルーン１２２を膨らませる。なお、バルーン１２２は、この内部に流体（液体）１２３及び気体を注入する代わりに異なる着色をした比重の異なる２流体（液体）１２３を用いて注入するようにしても良い。また、用いられる流体１２３は、本実施の形態では、液体を想定しているが、本発明はこれに限定されず、流体１２３として粉末状物質でも良い。

すると、図１８に示すようにバルーン１２２は、青色又は緑色に着色された流体１２３が封止される。このバルーン１２２内の流体１２３は、挿入部先端部１１４の傾きに応じてバルーン１２２内を移動し、その液面１２３ａを重力方向に応じて変化させる。すなわち、液面１２３ａは、この鉛直下向きが重力方向を表している。

このことにより、バルーン 1 2 2 は、重力方向を視覚的に指示することが可能である。例えば、観察像が図 1 9 に示すように得られた場合、流体（液体） 1 2 3 の液面 1 2 3 a が右斜めに傾いているので、重力方向は略右下方向であると判る。

また、本実施の形態では、この観察像により内視鏡挿入部 1 1 1 の先端部 1 1 4 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して V B S 画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。ナビゲーションユニット 1 0 5 は、例えば、図 2 0 に示すフローチャートに従って画像処理を行う。

ナビゲーションユニット 1 0 5 は、C C U 1 0 3 から得られた観察像上で流体 1 2 3 の青又は緑の色を検出する（ステップ S 1 1）。そして、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、検出した青又は緑の色が占める部分の位置や形状（パターン）を同定し、液面 1 2 3 a の面積を測定する（ステップ S 1 2）。このとき、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、用いた内視鏡 1 0 2 の画角や歪等の光学特性を加味し、得られた位置関係を補正する（ステップ S 1 3）。

次に、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、得られた位置関係を 3 次元的に解析する（ステップ S 1 4）。そして、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、得られた解析結果に基づき、重力方向を決定する（ステップ S 1 5）。次に、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、決定した重力方向に基づき、V B S 画像と観察像との回転方向を一致させる（ステップ S 1 6）。

すると、ナビゲーションモニタ 1 0 6 は、観察像と一致した回転方向で V B S 画像が表示される。術者、このナビゲーションモニタ 1 0 6 に表示される V B S 画像を参照しながら、気管支の枝分かれした末梢部に対して、分岐毎に挿入部先端部 1 1 4 を湾曲部 1 1 5 により湾曲動作させて関心部位まで到達させる。そして、術者は、関心部位で、内視鏡観察・処置（生検や治療）等を行う。

これにより、第 5 の実施の形態の内視鏡装置 1 0 1 は、挿入部先端部 1 1 4 において容易に重力方向を検出可能であり、複雑な管路に挿入部 1 1 1 を挿入する際にも、観察像における重力方向を術者が見失わないようになっている。

この結果、第 5 の実施の形態の内視鏡装置 1 0 1 は、観察像における重力方向を検出することができ、操作性が向上する。

例えば、内視鏡装置 101 は、挿入部 111 を大腸に挿入する際に、挿入部 111 を挿入し易いように操作部 112 の向きをひねったりしても、観察像における重力方向を知ることができる。このため、内視鏡装置 101 は、ガン等の病変部を発見したときにどの方向にガンがあるかを知ることができ、どの臓器に対してガンが浸潤している可能性があるかを推察する際等の操作性が向上する。

また、内視鏡装置 101 は、例えば複数の熱交換器用パイプ等のパイプを有する機器や設備の検査においてパイプ内にクラックを発見したとき、観察像における重力方向を知ることができる。このため、内視鏡装置 101 は、パイプ内のクラックの方角を知ることができ、クラックの個所から吹き出す蒸気を受けて腐食等を起こしている可能性がある他のパイプを推察する際等の操作性が向上する。

なお、バルーン 122 は、プローブ 121 に設ける代わりに、例えば、図 21 に示すように鉗子等の処置具 128 の先端側に設けて構成しても良い。この場合、観察像は、図 22A 及び図 22B に示すように得られる。

図 22A は、処置具 128 の先端側に設けたバルーン 122 を膨らませる前の状態を示し、図 22B は、図 22A の状態から処置具 128 の先端側に設けたバルーン 122 を膨らませた状態を示す観察像である。

このように変形例の内視鏡装置 101 は、処置具 128 の先端側にバルーン 122 を設けることで、重力方向の検出と生検や治療等の処置が可能となる。

つまり、変形例の内視鏡装置 101 は、重力方向を検出した後、プローブを抜差することなく、速やかに生検や治療等の処置に移行できるというメリットを有する。

なお、内視鏡装置は、挿入部先端部 114 に内視鏡像を撮像する電子内視鏡を用いて構成しているが、本発明はこれに限定されず、挿入部先端部 114 から取り込んだ内視鏡像を像伝達部により接眼部まで伝達して接眼部で観察する光学式内視鏡に本発明を適用しても構わない。

(第 6 の実施の形態)

図 23 ないし図 28 は第 6 の実施の形態に係る図である。

第 6 の実施の形態は、バルーン 122 内に封止する流体 123 として導電性流体を用いて構成する。それ以外の構成は、上記第 5 の実施の形態と同様なので説

明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

すなわち、図 2 3 に示すように第 6 の実施の形態の内視鏡装置は、先端側に設けたバルーン 1 2 2 内に封止する流体 1 2 3 として導電性流体 1 3 1 を用いるプローブ 1 2 1 B を有して構成される。このプローブ 1 2 1 B は、上記第 5 の実施の形態で説明したのと同様に挿通配設されている流体管路 1 2 4 がプローブ操作部 1 2 1 b 内部で注入ケーブル 1 2 5 に接続され、シリンジ 1 2 6 から導電性流体 1 3 1 をバルーン 1 2 2 内に供給排出することができるようになっている。

また、プローブ 1 2 1 B は、図 2 4 に示すようにバルーン 1 2 2 内部で導電性流体 1 3 1 に接するように少なくとも 3 つの電極 1 3 2 が配設されている。

電極 1 3 2 は、導電部 1 3 2 a と絶縁部 1 3 2 b とが交互に配置されて構成されており、これら導電部 1 3 2 a に電流を供給する電線 1 3 3 が電線挿通路 1 3 4 を挿通してプローブ操作部 1 2 1 b まで延出している。

そして、これら電極 1 3 2 は、プローブ 1 2 1 B がナビゲーションユニット 1 0 5 にプローブケーブル 1 2 7 を介して接続されることで、ナビゲーションユニット 1 0 5 から電流を供給されるようになっている。

本実施の形態では、これら電極 1 3 2 の電流変化により、導電性流体 1 3 1 の位置変化を算出し、重力方向を決定するように構成されている。

例えば、図 2 5 A に示すように導電性流体 1 3 1 の液面 1 3 1 a が右斜めに傾いているとき、3 つの電極 1 3 2 は、それぞれ図中 A, B, C の点より下側で導通している。これら導通範囲によりそれぞれの電極 1 3 2 に流れる電流変化が生じ、この電流変化に基づき、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、導電性流体 1 3 1 の位置変化を算出し、重力方向が右下方向であることを決定する。また、例えば、図 2 5 B に示すように導電性流体 1 3 1 の液面 1 3 1 a が 3 つの電極 1 3 2 の全てに掛かって導通しているとき、ナビゲーションユニット 1 0 5 は、重力方向が右方向であることを決定する。

これにより、第 6 の実施の形態の内視鏡装置 1 0 1 は、上記第 5 の実施の形態と同様な効果を得られる。

また、プローブは、この先端側にバルーン 1 2 2 を設けることなく、図 2 6 に示すように内部に導電性流体 1 3 1 を封止して構成しても良い。

すなわち、図 26 に示すようにプローブ 121C は、この先端側にバルーン 122 の代わりに導電性流体 131 を封止する流体封止部 135 を設け、この流体封止部 135 内部に上記第 6 の実施の形態で説明したのと同様に少なくとも 3 つの電極 132 を設けて構成される。なお、流体封止部 135 は、電極 132 から延出する電線 133 が挿通する電線挿通路 134 に導電性流体 131 が漏れることが無いように水密に形成されている。

これにより、プローブ 121C は、内視鏡 102 の観察視野範囲に配置する必要が無く、内視鏡挿入部 111 の先端部 114 に挿入した状態で、上記第 6 の実施の形態で説明したのと同様に 3 つの電極 132 のそれぞれに流れる電流変化に基づき、導電性流体 131 の位置変化を算出して重力方向を決定することが可能である。

なお、プローブ 121C は、内視鏡 102 との回転方向の補正を行う必要がある。この場合、図 27 に示すようにプローブ 121C は、内視鏡 102 の処置具挿入口 118 から処置具挿通用チャンネル 119 に挿入される。

このとき、プローブ 121C は、図 28 に示すように内視鏡 102 との回転方向の補正のために、プローブ部 121a の基端側に設けた突起部 136 が内視鏡 102 の処置具挿入口 118 に形成した切り欠き 118a に係合するようになっている。このことにより、プローブ 121C は、内視鏡 102 との回転方向の補正を行うことが可能である。

このように構成される本変形例は、上記第 6 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、バルーン 122 を設ける必要が無いので細径化でき、例えば、気管支の最深部まで到達可能である。

(第 7 の実施の形態)

図 29 ないし図 34 は第 7 の実施の形態に係る図である。

上記第 4、第 6 の実施の形態は、プローブを用いて重力方向を検出するように構成しているが、第 7 の実施の形態は、内視鏡挿入部 111 の先端部 114 に流体封止部を設けて重力方向を検出するように構成する。それ以外の構成は、上記第 5 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

すなわち、図 29 に示すように第 7 の実施の形態の内視鏡 102B は、挿入部先端部 114 に重力方向を検出するための流体封止部 141 を設けて構成される。

この流体封止部 141 は、透明部材もしくは半透明部材で、挿入部先端部 114 の外径とほぼ同じ外径で中空状に形成され、この外装部材内部に上記第 5 の実施の形態で説明したのと同様な流体（液体）123 及び気体又は比重の異なる 2 流体（液体）123 を封止して構成される。なお、流体封止部 141 は、この中空状部分が観察窓領域となる。

また、流体封止部 141 は、挿入部 111 を挿通するロッド部材 142 を押し引きすることで挿入部 111 の長手軸方向に進退自在に構成されている。なお、このロッド部材 142 は、操作部 112 内に設けた図示しない進退操作機構により押し引きされるようになっている。

内視鏡 102B は、重力方向を検出する際、ロッド部材 142 を挿入部先端部 114 側と逆方向に押し出すことで、流体封止部 141 が観察視野範囲に入るようになっている。そして、内視鏡 102B は、図 30 に示すような観察像を得られる。なお、図 30 に示すように観察像は、流体封止部 141 の内部に封止されている流体（液体）123 の液面 123a が左斜めに傾いているので、重力方向は略左下方向であると判る。

そして、上記第 5 の実施の形態で説明したのと同様にナビゲーションユニット 105 は、この観察像により内視鏡挿入部 111 の先端部 114 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して VBS 画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。

一方、内視鏡 102B は、重力方向の検出するとき以外の観察時において、ロッド部材 142 を挿入部先端部 114 側に引くことで、流体封止部 141 が挿入部先端部 114 に引き寄せられ、流体封止部 141 の観察窓領域越しに視界が得られるようになっている。

そして、内視鏡 102B は、図 32 に示すように観察画像周辺にのみ写るようになっている。

この結果、第 7 の実施の形態の内視鏡 102B は、上記第 5 の実施の形態と同

様な効果を得ることに加え、プローブを用いないので操作性が向上する。

また、内視鏡は、この挿入部先端部 1 1 4 に流体封止部 1 4 1 を設けること無く、図 3 3 に示すようにキャップ 1 4 3 B に流体封止部 1 4 1 を設けて構成しても良い。

すなわち、図 3 3 に示すように内視鏡 1 0 2 は、透明部材もしくは半透明部材で、挿入部先端部 1 1 4 の外径とほぼ同じ外径に形成されたキャップ 1 4 3 B が取り付けられるようになっている。

すなわち、図 3 3 に示すようにキャップ 1 4 3 B は、この先端側に上記第 7 の実施の形態で説明したのと同様な流体封止部 1 4 1 を設け、後端側に内視鏡挿入部 1 1 1 の先端側を嵌合する取り付け部 1 4 4 を設けて構成される。

このように構成される内視鏡 1 0 2 は、例えば図 3 4 に示すような観察像を得られる。なお、図 3 4 に示すように観察像は、流体封止部 1 4 1 内部に封止されている流体 1 2 3 が真下に傾いているので、重力方向が図中下方向であると判り、図 3 3 では液面 1 2 3 a が右斜めに傾いているので、略右下方向であることが判る。

そして、上記第 5 の実施の形態で説明したのと同様にナビゲーションユニット 1 0 5 は、この観察像により内視鏡挿入部 1 1 1 の先端部 1 1 4 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して V B S 画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。

この結果、本変形例の内視鏡 1 0 2 は、上記第 7 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、流体封止部 1 4 1 のロッド部材 1 4 2 が不要となるので、更に細径化が可能である。

(第 8 の実施の形態)

図 3 5 ないし図 4 4 は第 8 の実施の形態に係る図である。

上記第 5 の実施の形態の内視鏡装置において、体腔内管路が屈曲していたりする場合、例えば、図 3 5 に示すように斜め上方に指向した内視鏡の挿入部先端部 1 1 4 から斜め上方にバルーン 1 2 2 を突出させたとき、挿入部先端部により得られる観察像は、下から見上げる画像になる。

この場合、図 3 6 に示すように観察像は、バルーン 1 2 2 内部に封止されてい

る流体 1 2 3 の液面 1 2 3 a が見えず、重力方向を決定することが困難となる。

そこで、第 8 の実施の形態は、流体 1 2 3 の他に、異なる比重の少なくとも 2 つの球状部材をバルーン 1 2 2 内部に封止して重力方向を検出するように構成する。それ以外の構成は、上記第 5 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

すなわち、図 3 7 に示すように第 8 の実施の形態の内視鏡 1 0 2 D は、プローブ 1 2 1 に設けるバルーン 1 2 2 内に流体 1 2 3 の他に、異なる比重の少なくとも 2 つの球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B を封止して構成される。

これら 2 つの球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B は、例えば、球状部材 1 4 5 A が緑色に着色され、球状部材 1 4 5 B が青色に着色されている。そして、これら球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B の比重は、例えば、球状部材 1 4 5 A (緑) < 流体 1 2 3 < 球状部材 1 4 5 B (青) となっている。

なお、バルーン 1 2 2 は、上記第 5 の実施の形態で説明したのと同様に、シリンジ 1 2 6 から流体 1 2 3 を供給排出されるようになっている。また、このバルーン 1 2 2 は、流体 1 2 3 を供給される (膨らむ) 前の収縮状態において、図 3 8 に示すようにバルーン部材の収縮力により 2 つの球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B がプローブ 1 2 1 C の先端側に軸上に配列して収納されるようになっている。

なお、バルーン 1 2 2 は、例えば、図 3 9 に示すように 2 つの球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B がプローブ 1 2 1 C の先端側内部に収納されるように設けられても良い。

そして、バルーン 1 2 2 は、流体 1 2 3 を供給されると、図 4 0 に示すように膨らむ。

すると、上述したような比重の関係であれば、球状部材 1 4 5 A (緑) は、流体 1 2 3 よりも軽いのでこの流体 1 2 3 上に浮かび、一方、球状部材 1 4 5 B (青) は、流体 1 2 3 よりも重いのでこの流体 1 2 3 の底上に沈む。このことにより、重力方向は、球状部材 1 4 5 A (緑) の中心位置と球状部材 1 4 5 B (青) の中心位置を通る直線の球状部材 1 4 5 B (青) 方向側であることが判る。例えば、図 4 0 中、重力方向は、下方向である。

このように構成される内視鏡 1 0 2 D は、上述した図 3 5 のように斜め上方に

指向した内視鏡の挿入部先端部 1 1 4 から斜め上方にバルーン 1 2 2 を突出させた状態において、図 4 1 に示すような観察像を得られる。

そして、上記第 5 の実施の形態で説明したのと同様にナビゲーションユニット 1 0 5 は、この観察像により内視鏡挿入部 1 1 1 の先端部 1 1 4 の重力方向を算出し、この算出した重力方向に対して V B S 画像の回転方向を一致させる画像処理を行う。

ここで、上述したような比重の関係であれば、図 4 1 に示すように球状部材 1 4 5 A (緑) は、流体 1 2 3 上に浮かんでいるので遠くに位置して小さく見え、一方、球状部材 1 4 5 B (青) は、流体 1 2 3 の底に沈んでいるので近くに位置して大きく見える。

このため、図 4 2 に示すように球状部材 1 4 5 A (緑) と球状部材 1 4 5 B (青) とは、画像上で占める範囲 (大きさ) 及び位置を認識して、これら球状部材 1 4 5 A (緑) と球状部材 1 4 5 B (青) との 3 次元的な位置関係を導出することが必要となる。

次に、この 3 次元的な位置関係の導出を説明する。

先ず、内視鏡挿入部 1 1 1 の先端部 1 1 4 から、バルーン 1 2 2 を突出させた状態を簡略化のため例えば、図 4 3 に示すようなモデルに置き換えて考える。

ここで、

原点 O : 内視鏡 1 0 2 D の視点中心

R 2 : 球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B の半径

R 1 : バルーン 1 2 2 の半径 (但し、 $R 1 \gg R 2$)

f : 焦点距離

D 1 : 内視鏡挿入部 1 1 1 の先端部 1 1 4 ~ バルーン 1 2 2 との中心距離である。

球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B は、重力を受けてバルーン 1 2 2 内部を動くため、その中心は、 $R 1 - R 2$ を半径とした球上を動くことになる。

しかしながら、 $R 1 \gg R 2$ により、その半径は、 $R 1$ と近似できる。

すなわち、球状部材 1 4 5 A, 1 4 5 B の中心は、

$$x^2 + y^2 + (z - D 1)^2 = R 1^2 \cdots \textcircled{1}$$

で表される。

ここで、球状部材 1 4 5 A の中心 $O_A (X, Y, Z)$ を考えると、

①より

$$Z = D_1 + \sqrt{R_1^2 - X^2 - Y^2} \quad \text{--- ②}$$

である。(但し、 $Z > D_1$)

観察像は、物体を焦点距離 f へ投影したものであるから、図 4 5 に示すように
②式を $z = f$ 平面に投影した場合を考える。

投影後の座標を (x', y', z') とすると、

$$x' : X = z' : Z \quad \text{--- ③}$$

$$y' : Y = z' : Z \quad \text{--- ④}$$

であるから、

②, ③, ④式より、

$$x' = \frac{f X}{D_1 + \sqrt{R_1^2 - X^2 - Y^2}} \quad \text{--- ⑤}$$

$$y' = \frac{f Y}{D_1 + \sqrt{R_1^2 - X^2 - Y^2}} \quad \text{--- ⑥}$$

となる。

すなわち、図 4 5 に示すように観察像から、 $z = f$ 平面における x, y 座標 (x', y') を測定することで、⑤, ⑥式より球状部材 1 4 5 A の x, y 座標 (X, Y) を、②式より z 座標を求めることができる(観察像から中心座標さえ読み取れば、3次元座標が決まる)。

以上より、先の 3 次元座標系において、球状部材 1 4 5 A の座標が決定される。

一方、球状部材 1 4 5 B は、点 $(0, 0, D_1)$ が対象中心であるため、その座標は、 $(-X, -Y, 2D_1 - Z)$ となる。

以上より、重力方向 AB (ベクトル) は、

$$\begin{aligned}\text{ベクトル } AB &= (0 - X, 0 - Y, D1 - Z) \\ &= (-X, -Y, D1 - Z)\end{aligned}$$

で表される。

なお、観察像上で、球状部材 145A, 145B の大きさを測定するのは、どちらが視点に近いかを判断するのが目的である（大きさを測定して距離を算出するのではない）。

また、球状部材 145A, 145B がある程度の大きさ（画像上にある範囲を占める）の場合、観察像の中心から離れるほど歪みが大きくなる。このため、球状部材 145A, 145B の中心座標（ x' , y' ）を読み取る際、補正が必要になるが、3次元座標の基本的算出方法は上記と同様である。

これにより、第8の実施の形態の内視鏡 102D は、球状部材 145A（緑）と球状部材 145B（青）との3次元的な位置関係を導出することが可能となる。なお、バルーン 122 内の球状部材 145 をある程度の大きさとして観察像から球状部材 145 の中心が $z = D1$ 平面の上下どちらにあるかが判別できれば、バルーン 122 内の球状部材 145 を 1 つにしても同様の効果を得る。

この結果、第8の実施の形態の内視鏡 102D は、上記第5の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、体腔内管路が屈曲していたりする場合、斜め上方に指向した内視鏡の挿入部先端部 114 から斜め上方にバルーン 122 を突出させた状態でも、重力方向が容易に判るという効果を得る。

（第9の実施の形態）

図46及び図47は第9の実施の形態に係る図である。

第9の実施の形態は、内視鏡挿入部又はプローブもしくは処置具の先端側に設けられる重力センサを用いて構成される。それ以外の構成は、上記第5の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

すなわち、図46に示すように第9の実施の形態の内視鏡は、重力方向指示部として重力センサ 151 を内視鏡挿入部又はプローブもしくは処置具の先端側に設けて構成される。この重力センサ 151 は、球体容器 151A 内に微小電極 152 を複数配置して形成され、これら微小電極 152 上を重力方向に応じて移動する濡れ性の小さい導電性流体 131 の液滴 131B が球体容器 151A 内に封

止されて構成される。なお、微小電極 152 は、延出する信号線 152b がナビゲーションユニット 105 に電氣的に接続され、このナビゲーションユニット 105 により、制御されるようになっている。

ナビゲーションユニット 105 は、図 47 に示すように重力センサ 151 を全球状でスキャンして、隣り合う微小電極 152 間の抵抗値を測定することで、抵抗値が低い部分に液滴 131B が有ることを検出し、この検出位置に基づき、重力方向を算出するようになっている。

なお、重力センサ 151 は、球体容器 151A 内を導電性流体 131 で満たし、この導電性流体 131 中を移動する気泡により、重力方向を検出するように構成しても良い。この場合、ナビゲーションユニット 105 は、重力センサ 151 を全球状でスキャンして、隣り合う微小電極 152 間の抵抗値を測定することで、抵抗値が高い部分に気泡が有ることを検出し、この検出位置に基づき、重力方向を算出するようになっている。

これにより、第 9 の実施の形態の内視鏡は、上記第 4 ～ 第 8 の実施の形態と比べ、挿入部先端部 114 の更なる細径化が可能である。

本発明においては、広い範囲において異なる実施形態が、発明の精神及び範囲から逸脱することなく、本発明に基づいて、構成できることは明白である。本発明は、添付のクレームによって限定される以外は、その特定の実施態様によって制約されない。

産業上の利用可能性

以上説明したように、本発明に係る内視鏡システム、内視鏡挿入部挿入動作プログラム及び内視鏡装置によれば、医療用として体腔内の観察及び各種治療処置等に用いる際に有用であり、また医療教育用にも適している。また、本発明に係る内視鏡装置によれば、上記医療用以外にも各種設備の管路やタンク、航空機の機体や翼の内部、ボイラー・ガスタービンエンジン・化学プラント等の配管・自動車エンジンのボディ等の内部の傷や腐蝕等の検査等に用いる際にも有用である。

関連出願のクロスリファレンス

本出願は、２００２年８月３０日に日本国に出願された特願２００２－２５５６９６号、及び２００２年１１月７日に日本国に出願された特願２００２－２５５７００号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものである。

請求の範囲

1. 被検体内に挿入するための細長な挿入部を有する医療用処置システムにおいて、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出部と、

所定の情報を入力可能な情報入力部と、

前記位置関係検出部により検出された位置情報と前記所定の情報とを関連付けて記憶する記憶部と、

を備えたことを特徴とする医療用処置システム。

2. 被検体内に挿入するための挿入部を有する内視鏡システムにおいて、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出部と、

所定の情報を入力可能な情報入力部と、

前記位置関係検出部により検出された位置情報と前記所定の情報とを関連付けて記憶する記憶部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

3. クレーム 2 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記位置関係検出部は、前記内視鏡の挿入部の被検体に対する挿入長を検出する挿入長検出部であることを特徴とする。

4. クレーム 3 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記位置関係検出部は、さらに前記内視鏡の湾曲部の湾曲角を検出する湾曲角検出部と、前記内視鏡の挿入部のひねり角度を検出するひねり角度検出部と、の少なくとも一つを備えていることを特徴とする。

5. クレーム 2 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記所定の情報は、内視鏡により撮像した被検体内の内視鏡画像情報、文字情報、前記被検体の 3 次元データに基づいて生成された仮想内視鏡画像、挿入動作情報、の少なくとも一つであることを特徴とする。

6. 内視鏡挿入部を被検体内に挿入するための内視鏡挿入動作プログラムにおい

て、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出工程と、

所定の情報を入力する情報入力工程と、

前記位置関係検出工程で検出された位置情報と前記情報入力工程で入力された所定の情報とを関連づけて記憶する記憶工程と、

を有することを特徴とする内視鏡挿入動作プログラム。

7. クレーム6に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記位置関係検出工程は、前記内視鏡の挿入部の被検体に対する挿入長を検出する挿入長検出工程であることを特徴とする。

8. クレーム7に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記位置関係検出工程は、さらに前記内視鏡の湾曲部の湾曲角を検出する湾曲角検出工程と、前記内視鏡の挿入部のひねり角度を検出するひねり角度検出工程と、の少なくとも一つを備えていることを特徴とする。

9. クレーム6に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記所定の情報は、内視鏡により撮像した被検体内の画像情報、文字情報、前記被検体の3次元データに基づいて生成された仮想画像、挿入動作情報、の少なくとも一つであることを特徴とする。

10. 被検体部に挿入するための挿入部を有する内視鏡システムにおいて、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係の情報に対して所定の情報を予め関連づけて記憶した記憶部と、

前記被検体と前記挿入部の先端部との相対的な位置関係を検出する位置関係検出部と、

前記位置関係検出部により検出された位置関係情報と関連付けた所定の情報を前記記憶部から出力する情報出力部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

11. クレーム10に記載の内視鏡システムにおいて、

前記情報出力部から出力された所定の情報に基づいて前記挿入部を前記被検体内に挿入させるための動作を行う駆動部を有することを特徴とする。

1 2. クレーム 1 0 に記載の内視鏡システムにおいて、

前記所定の情報は、内視鏡により撮像した被検体内の画像情報、文字情報、前記被検体の 3 次元データに基づいて生成された仮想画像、挿入動作情報、の少なくとも一つであることを特徴とする。

1 3. 内視鏡挿入部を被検体内に挿入するための内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係を検出する位置関係検出工程と、

前記挿入部の先端部と前記被検体との相対的な位置関係に対して所定の情報を予め関連づけて記憶した記憶部から、前記位置関係検出工程で検出された位置情報に対応する所定の情報を出力する情報出力工程と、

を有することを特徴とする内視鏡挿入動作プログラム。

1 4. クレーム 1 3 に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記位置関係検出工程は、前記内視鏡の挿入部の被検体に対する挿入長を検出する挿入長検出工程であることを特徴とする。

1 5. クレーム 1 4 に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記位置関係検出工程は、さらに前記内視鏡の湾曲部の湾曲角を検出する湾曲角検出工程と、前記内視鏡の挿入部のひねり角度を検出するひねり角度検出工程と、の少なくとも一つを備えていることを特徴とする。

1 6. クレーム 1 3 に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記所定の情報は、内視鏡により撮像した被検体内の画像情報、文字情報、前記被検体の 3 次元データに基づいて生成された仮想画像、挿入動作情報の少なくとも一つであることを特徴とする。

1 7. 被検体内に挿入される内視鏡挿入部の挿入動作情報を検出する検出部と、

前記検出部により検出された挿入動作情報を基準となる挿入動作情報とし、この基準となる挿入動作情報及びこの挿入動作時における前記内視鏡挿入部先端部位置の被検体を撮像して得られた内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された基準となる挿入動作情報と、前記検出部から術中に得られる挿入動作情報とを比較して内視鏡挿入部の挿入動作状況を監視する制御部

と、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

18. クレーム17に記載の内視鏡装置において、

前記挿入動作情報は、内視鏡挿入部の挿入長を計測する挿入長情報、前記挿入部の挿入速度を計測する挿入速度計報、前記挿入部のひねり角度を計測するひねり角度情報、挿入部の湾曲部のアングル角度を計測するアングル角度情報、の少なくとも一つであることを特徴とする。

19. クレーム17に記載の内視鏡装置において、

前記記憶部は、挿入動作指示コメント情報を、記憶されている関連付けされた挿入動作情報及び内視鏡画像情報の対応する部分に対し追記して記憶することを特徴とする。

20. クレーム17に記載の内視鏡装置において、

前記制御部は、さらに前記基準となる挿入動作情報に関連付けて前記記憶部に記憶された当該挿入動作時における挿入部先端部位置の内視鏡画像と、術中における当該挿入動作時の挿入部先端部位置の内視鏡画像とを、比較して内視鏡挿入動作状況を監視することを特徴とする。

21. クレーム17又は20に記載の内視鏡装置において、

前記制御装置による比較解析結果に基づき、挿入動作状況及び動作指示を告知する告知部を有することを特徴とする。

22. クレーム19に記載の内視鏡装置において、

挿入動作情報を検出する検出部によって検出される挿入部の挿入長を基に、記憶部に追記憶した挿入動作指示コメントを告知部から告知することを特徴とする。

23. クレーム17に記載の内視鏡装置において、

前記制御部は、挿入部先端部から得られる内視鏡画像及び前記検出部から得られる挿入動作情報と、前記記憶部から読み出された基準となる挿入動作情報及びこの動作情報に関連付けられた内視鏡画像とを逐次比較し、解析を行ってその結果を告知部に出力して術者の内視鏡挿入動作状況を監視すると共に、挿入動作に対する指示を与えることを特徴とする。

24. 内視鏡の挿入部を被検体内に挿入するための内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

被検体内に挿入される内視鏡挿入部の挿入動作情報を検出する検出工程と、

前記検出工程により検出された挿入動作情報を基準となる挿入動作情報とし、この基準となる挿入動作情報及びこの挿入動作時における前記内視鏡挿入部先端部位置の被検体を撮像して得られた内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶工程と、

前記記憶工程で記憶された基準となる挿入動作情報と、前記検出工程で術中に得られる挿入動作情報とを比較して内視鏡挿入部の挿入動作状況を監視する比較監視工程と、

を備えたことを特徴とする内視鏡挿入動作プログラム。

25. クレーム24に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

記憶されている関連付けされた挿入動作情報及び内視鏡画像情報の対応する部分に対し、挿入動作指示コメント情報を追記して記憶する追記録工程を有することを特徴とする。

26. クレーム25に記載の内視鏡挿入動作プログラムにおいて、

前記挿入動作情報を検出する検出工程によって検出される挿入部の挿入長を基に、前記追記録工程にて追記憶した挿入動作指示コメントを告知する工程を有することを特徴とする。

図 1

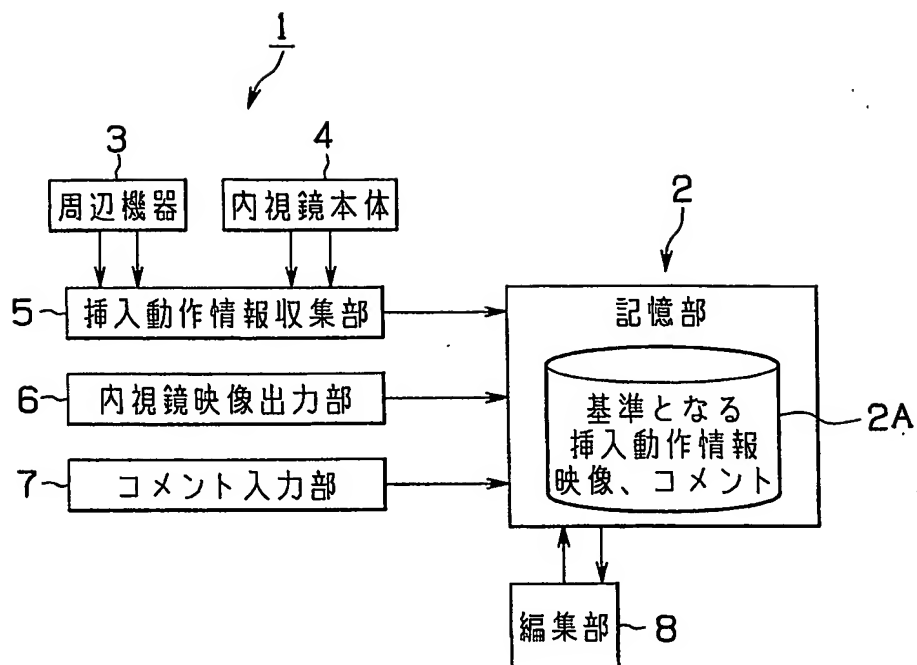


図 2

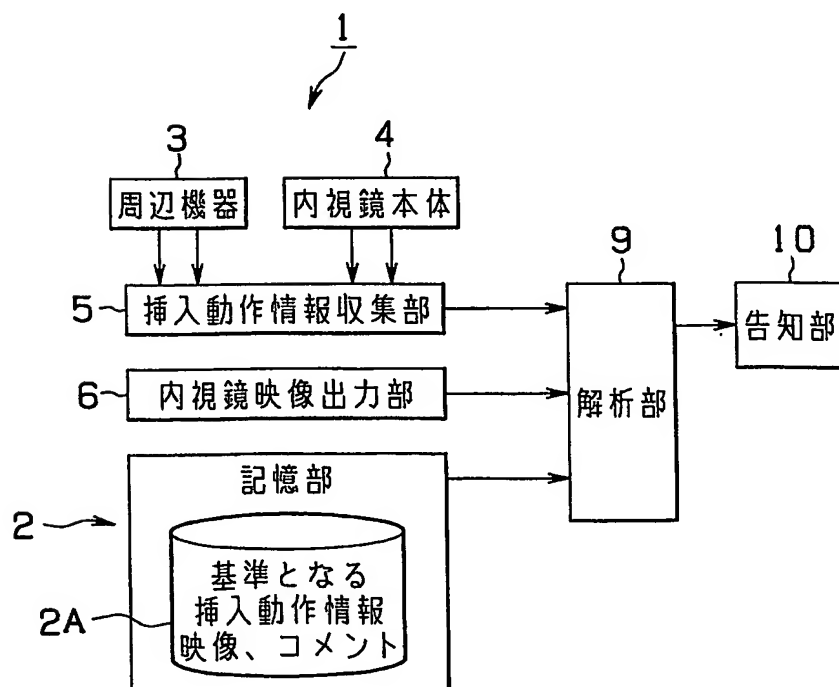


図 3

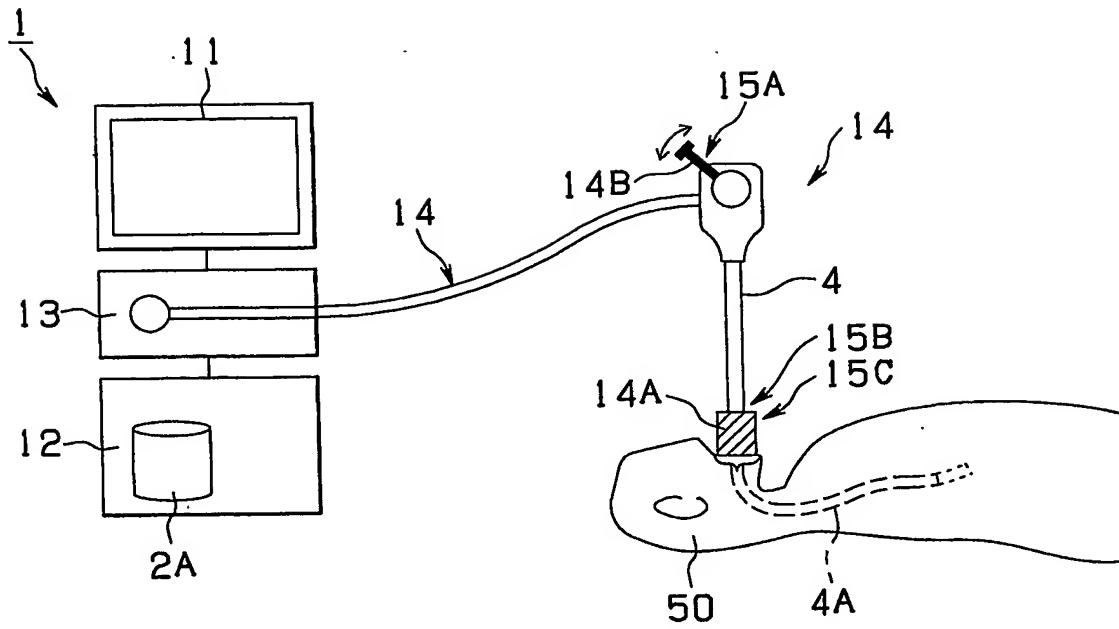


図 4 A

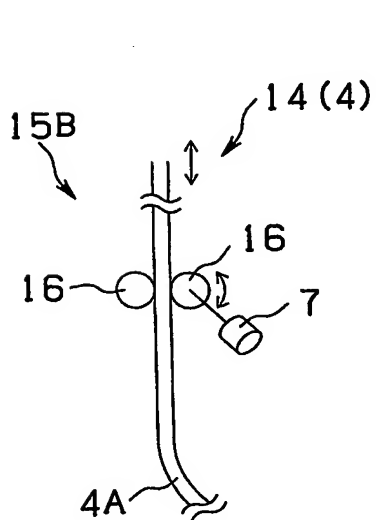


図 4 B

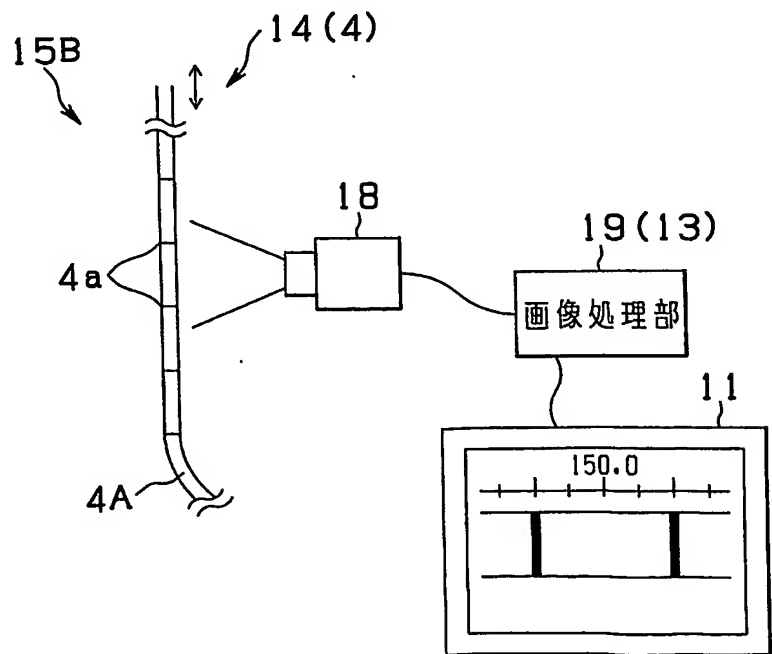


図 5 A

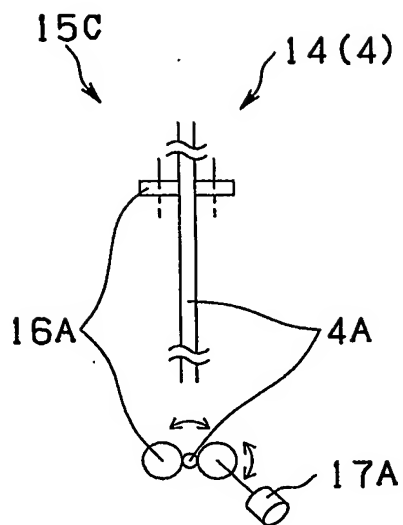


図 5 B

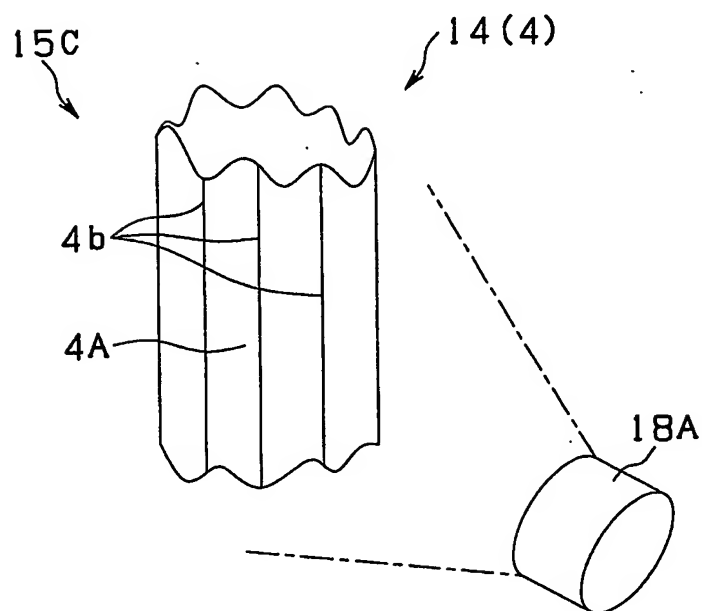


図 6 A

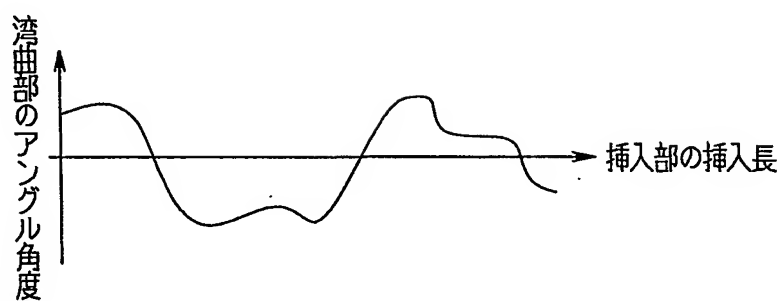


図 6 B

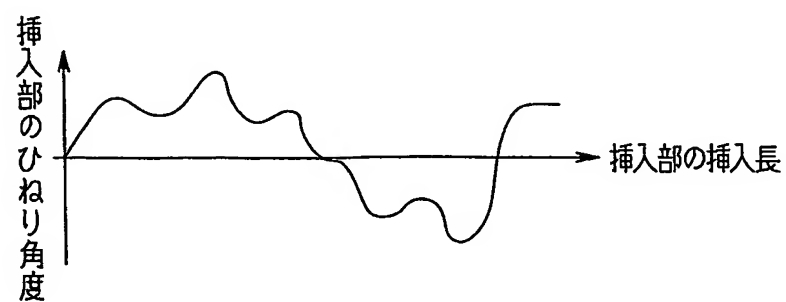


図 6 C

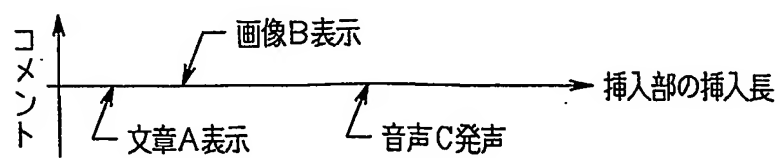


図 7 A

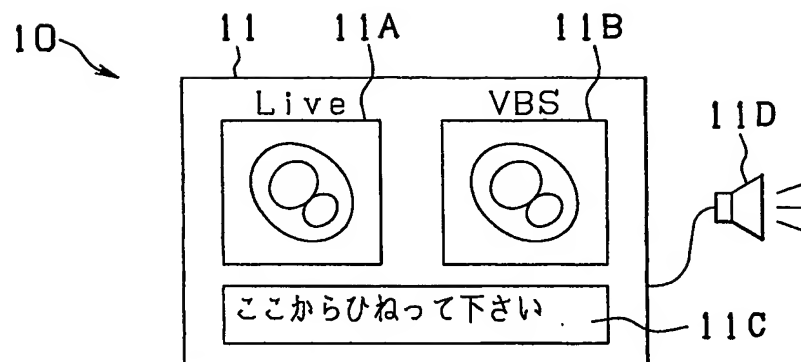


図 7 B

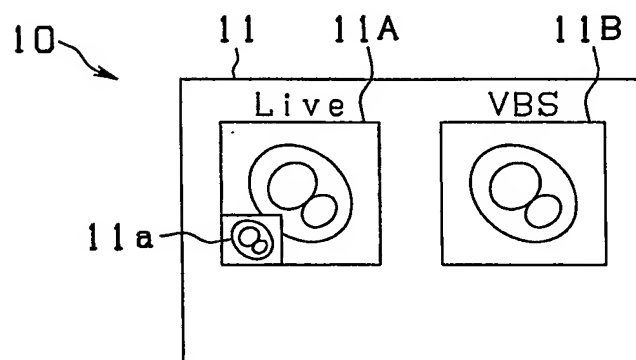


図 7 C

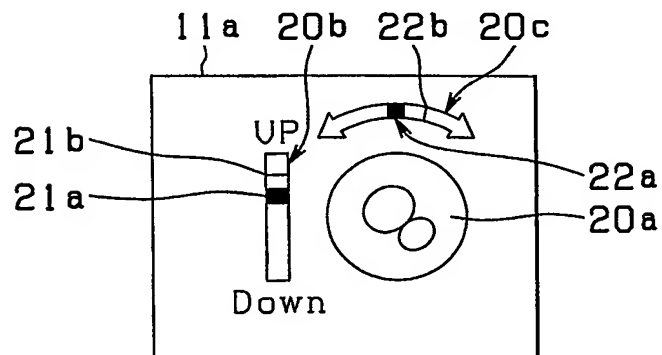


図 7 D

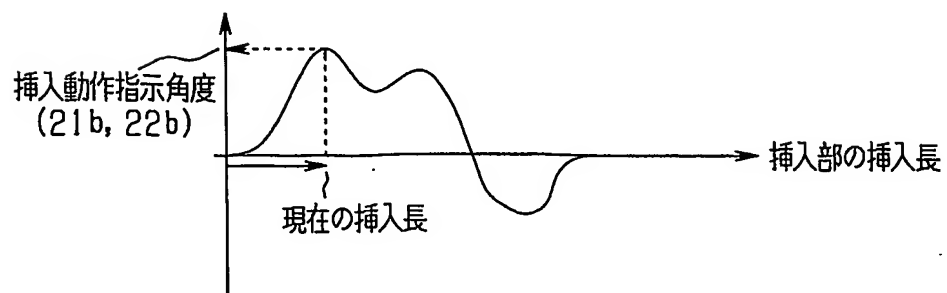


図 8

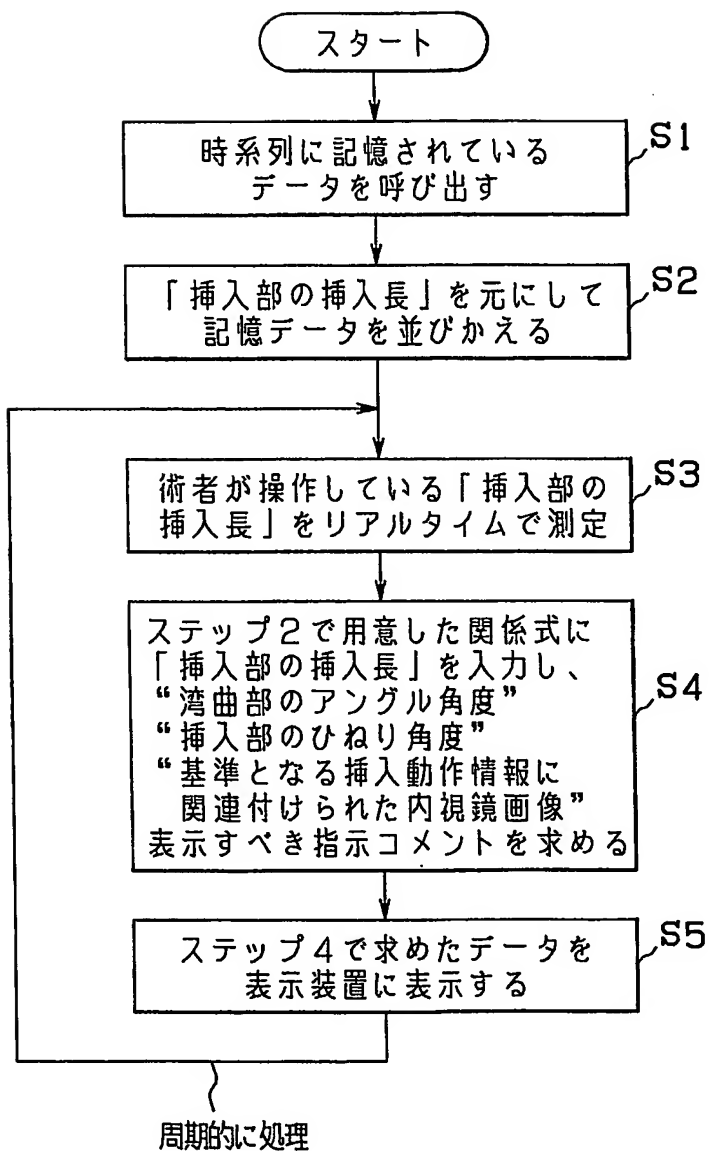


図 9

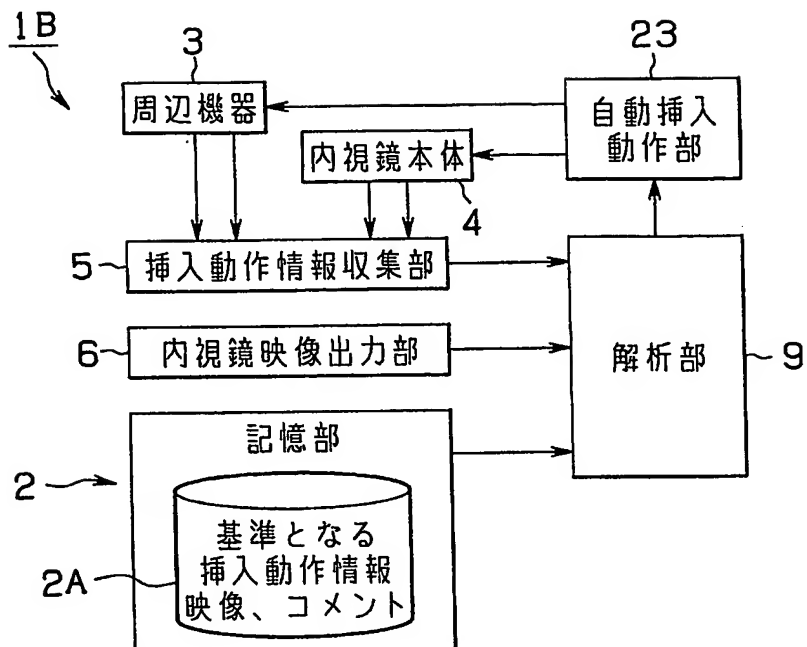


図 10

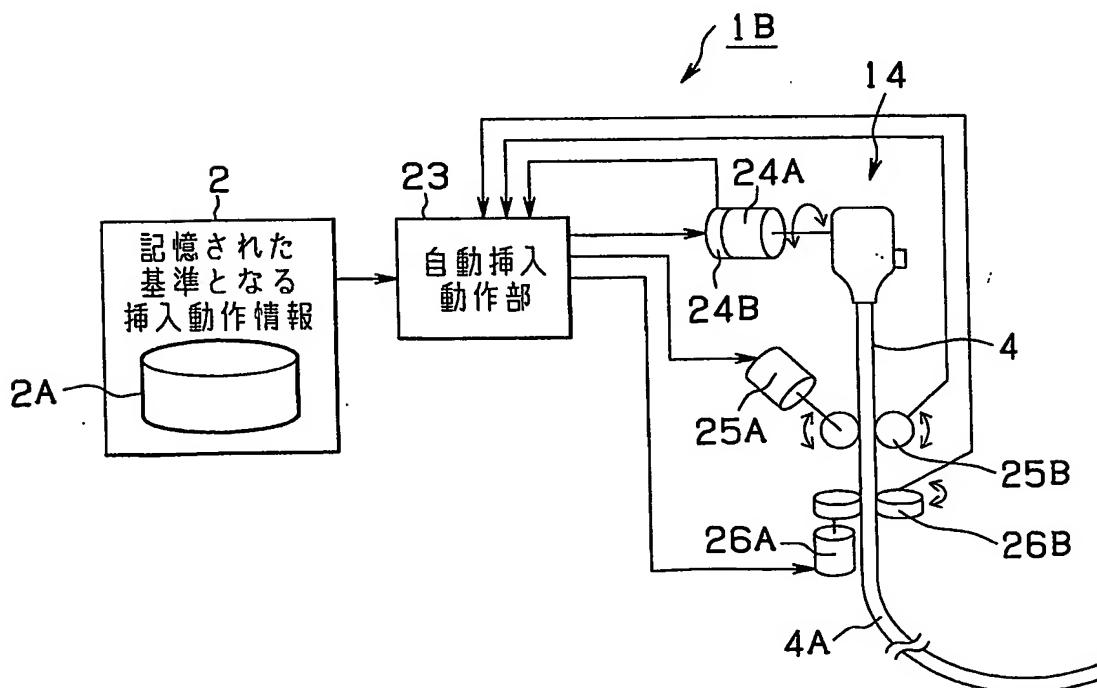


図 11 A

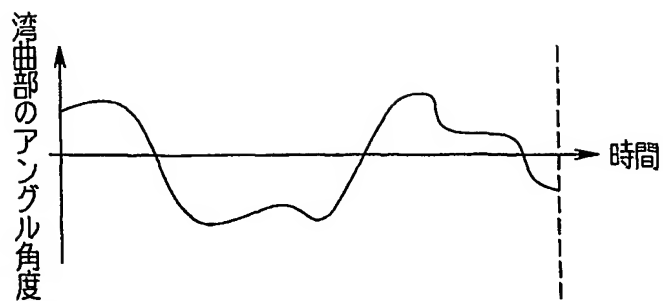


図 11 B

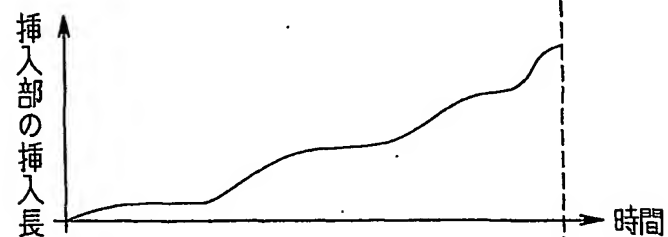


図 11 C

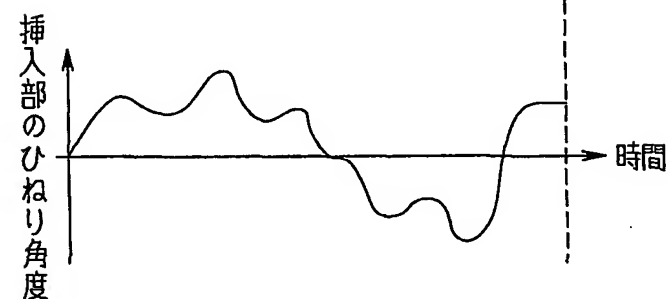


図 12

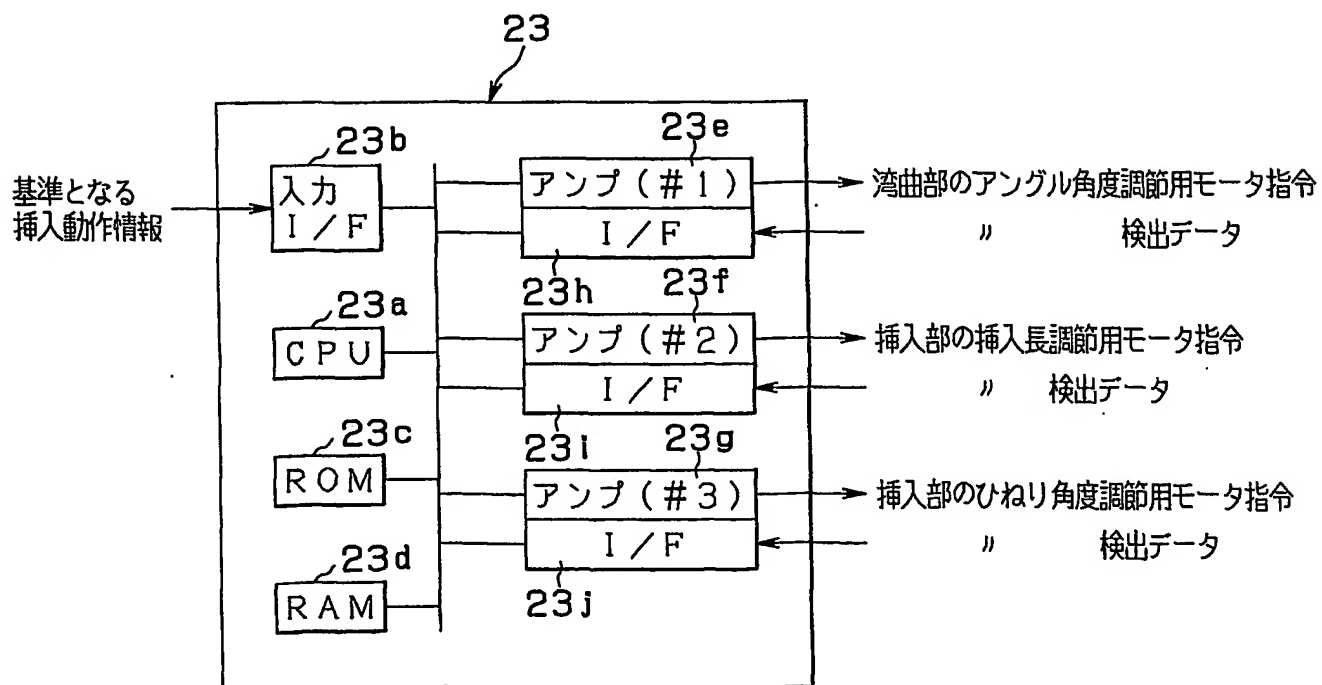


図 13

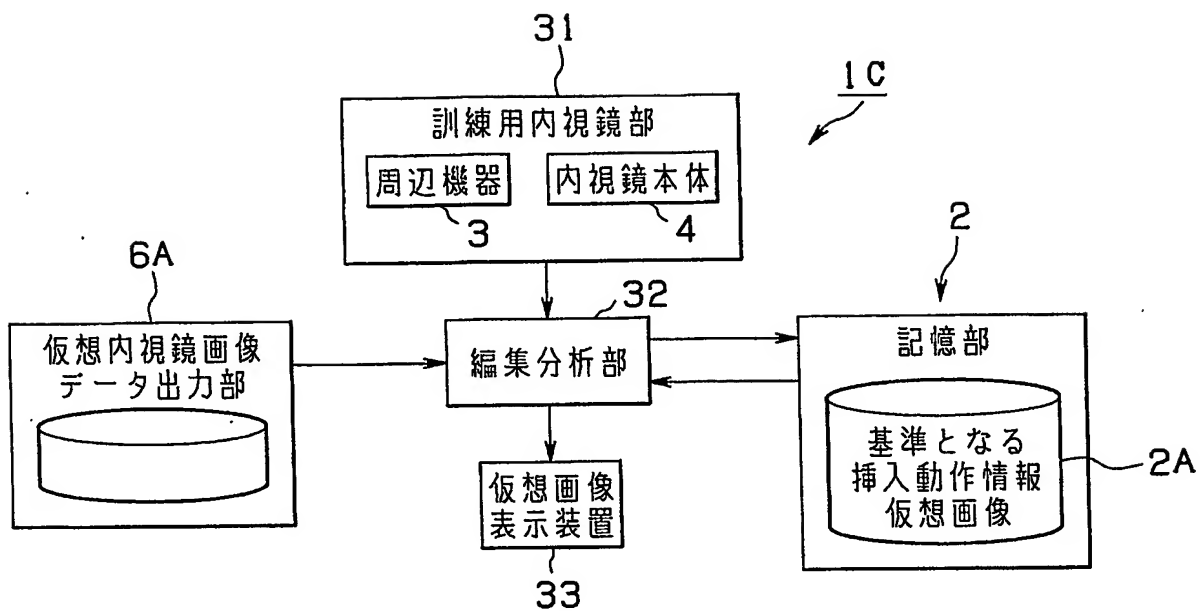


図 14

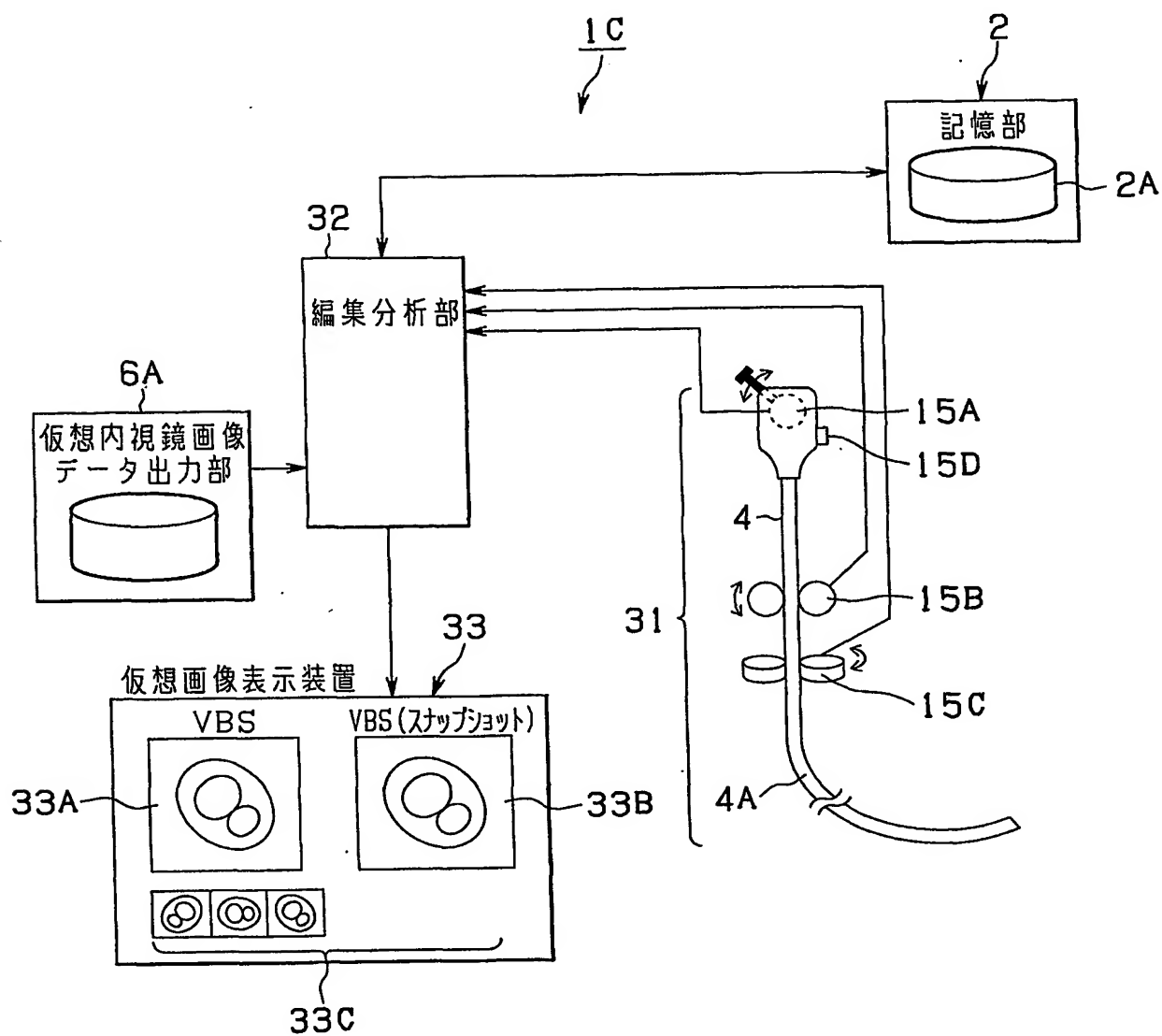


図 15

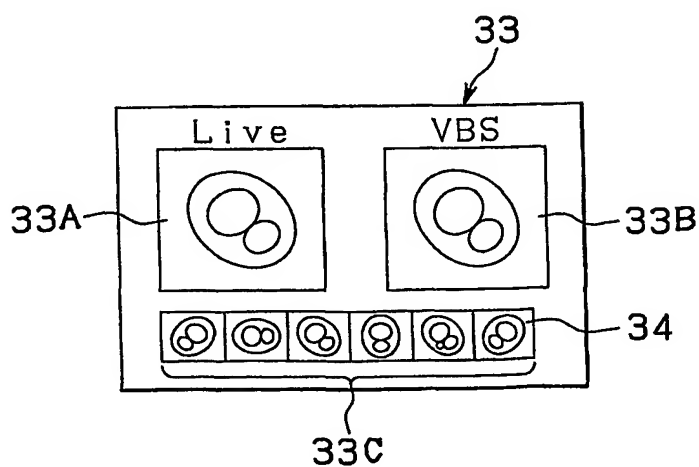


FIG. 16

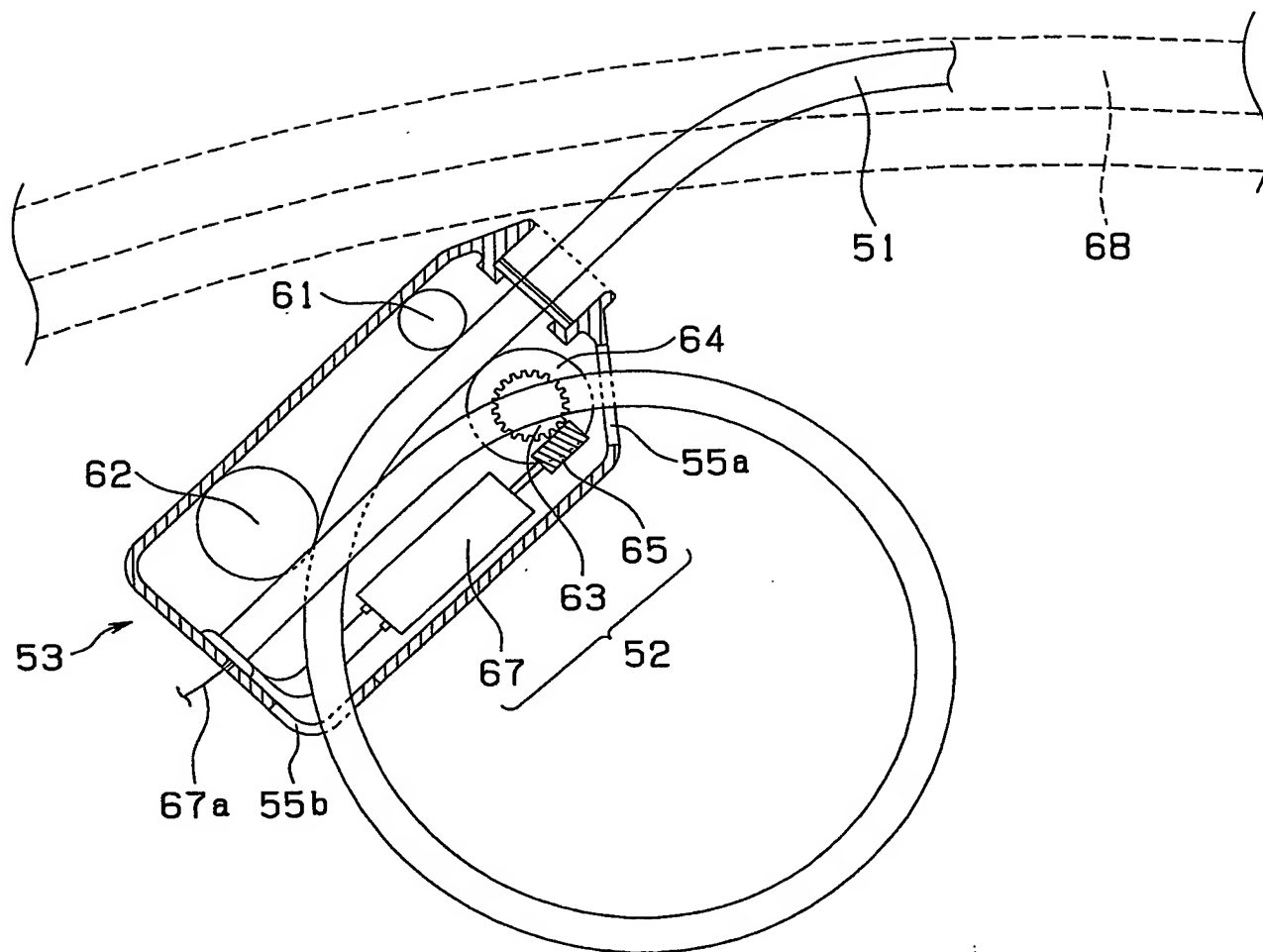


図 18

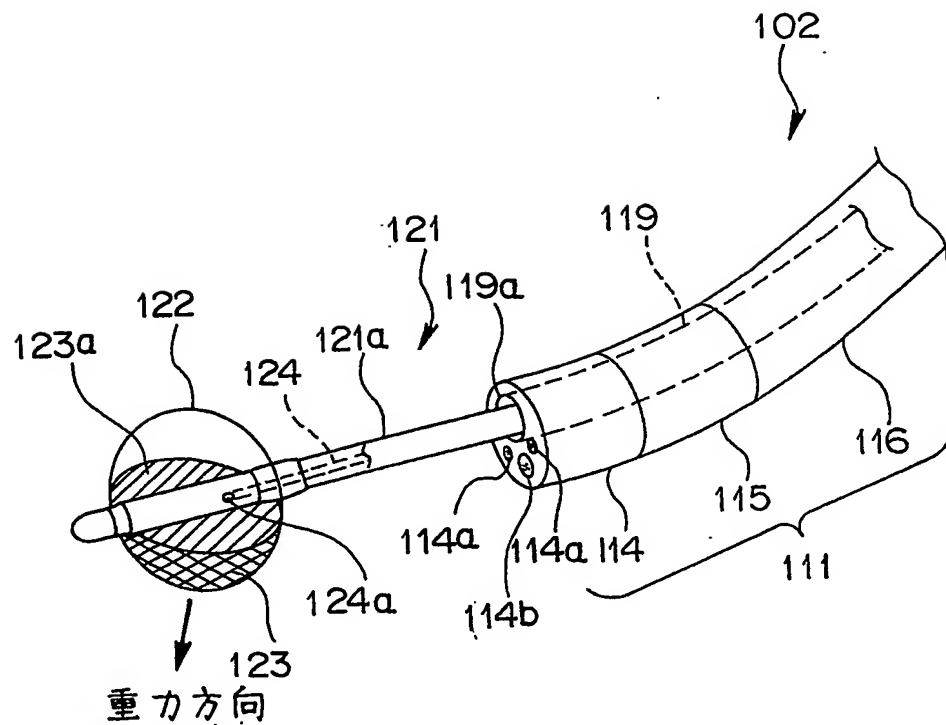


図 19

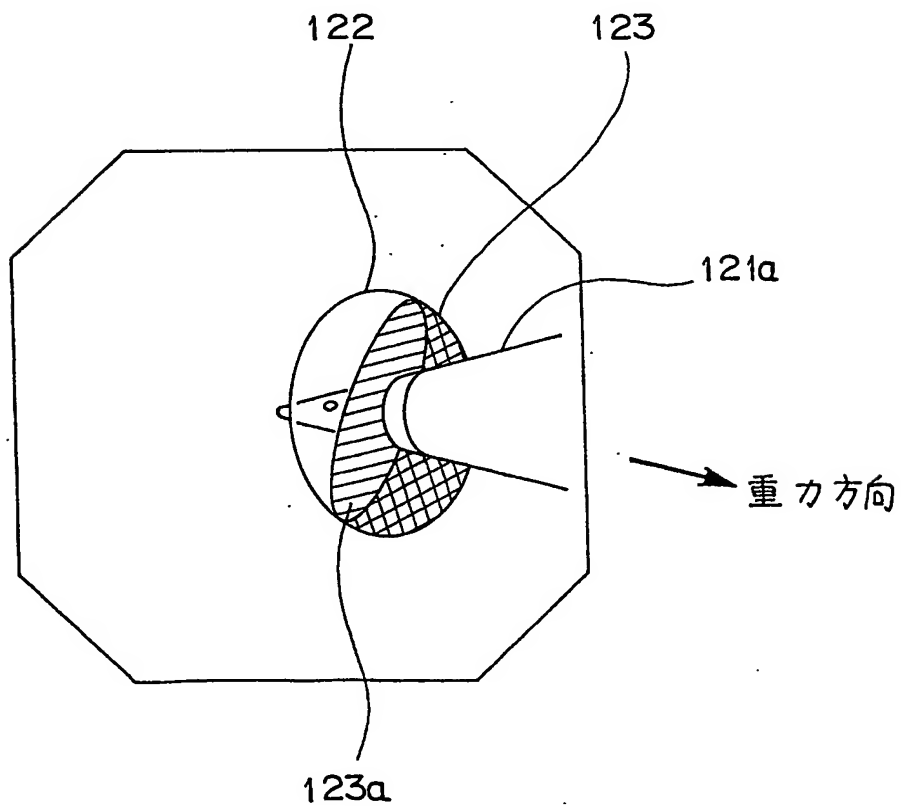


図 20

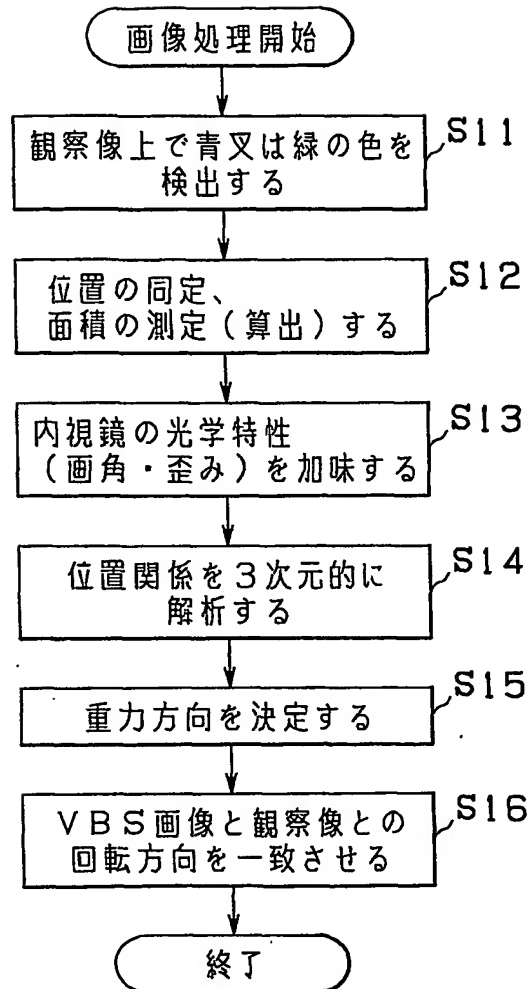


図 21

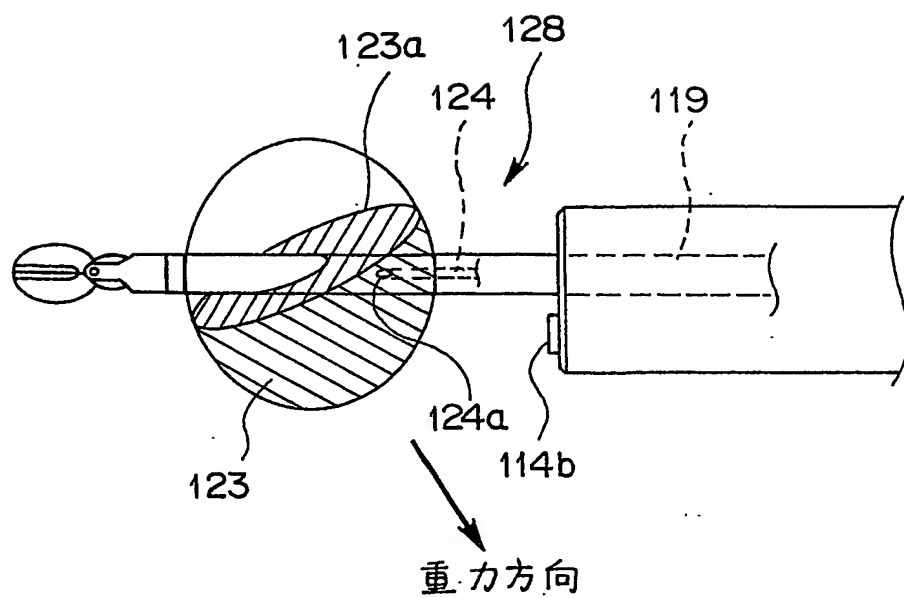


図 22 A

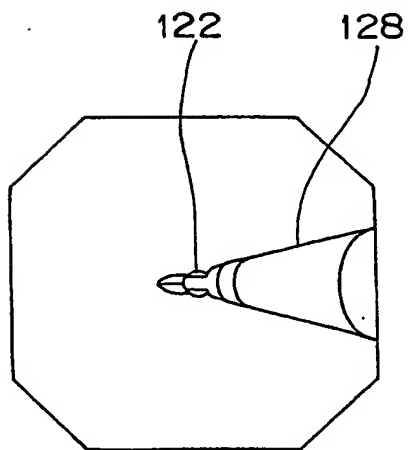


図 22 B

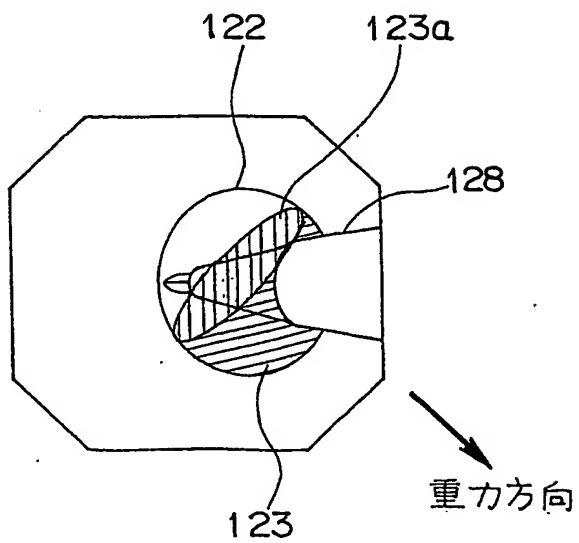


図 23

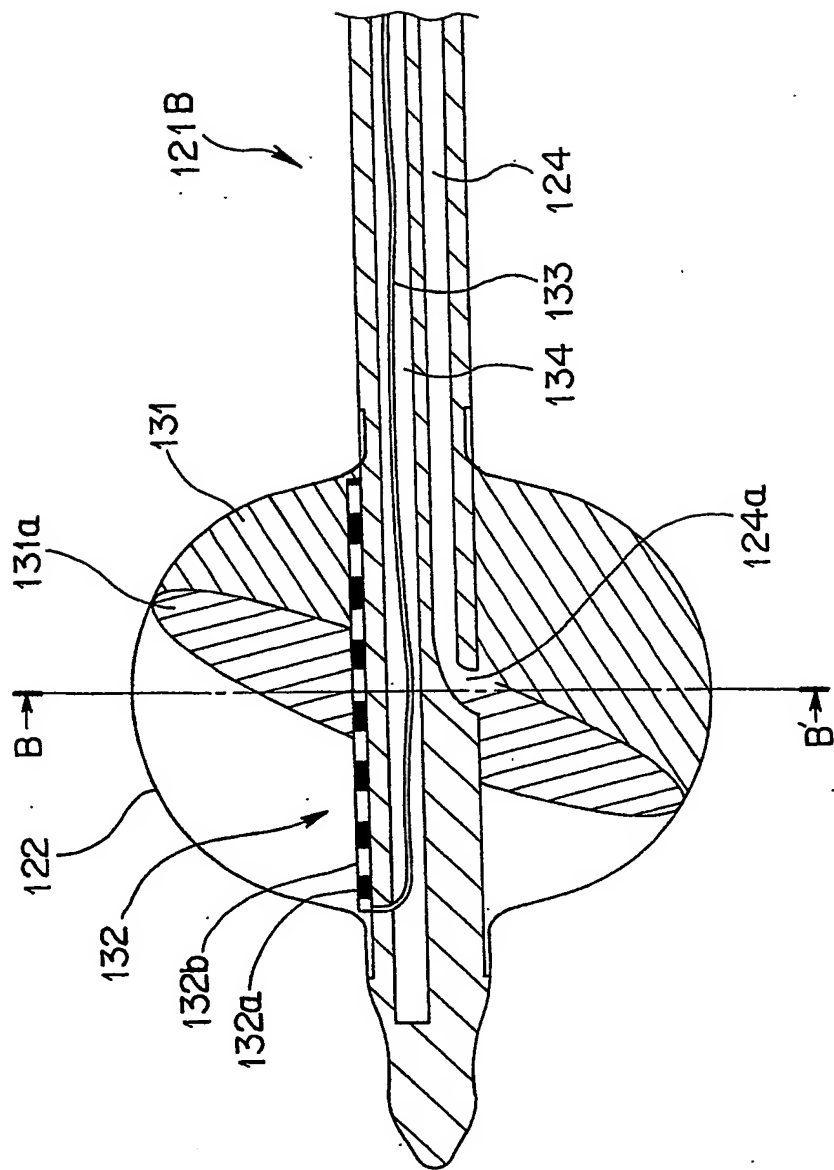


図 24

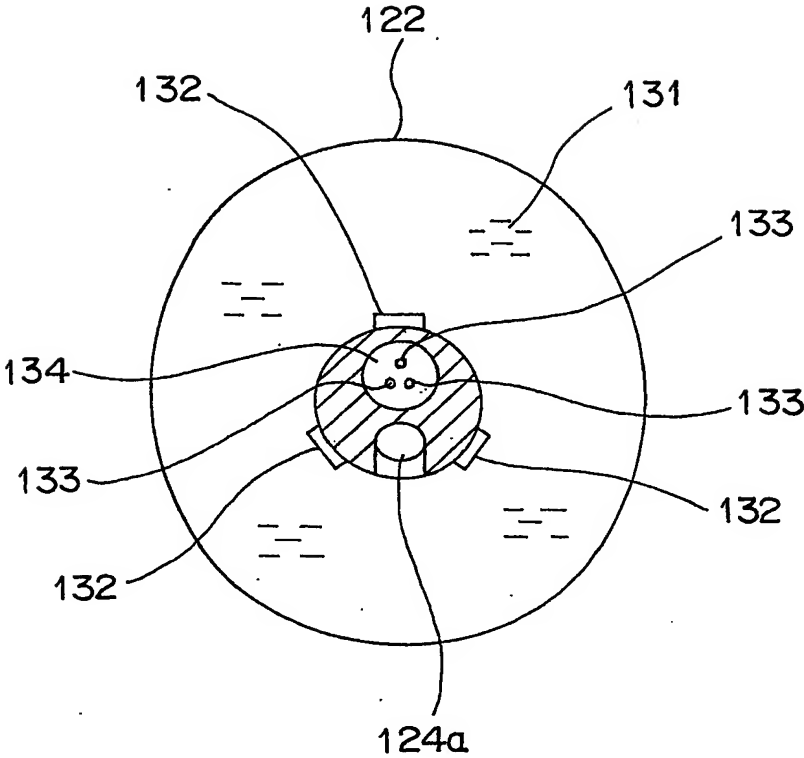


図 25B

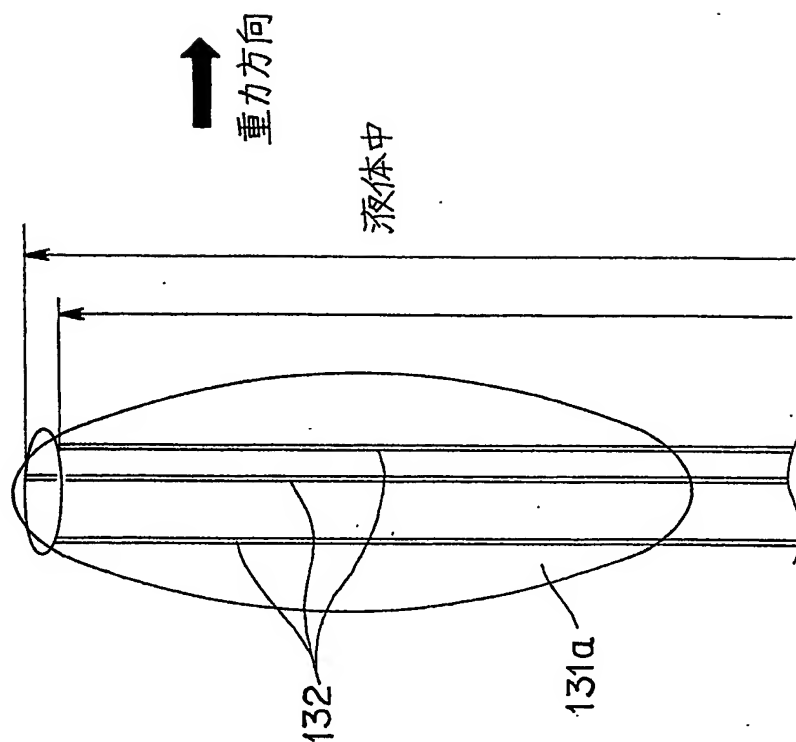
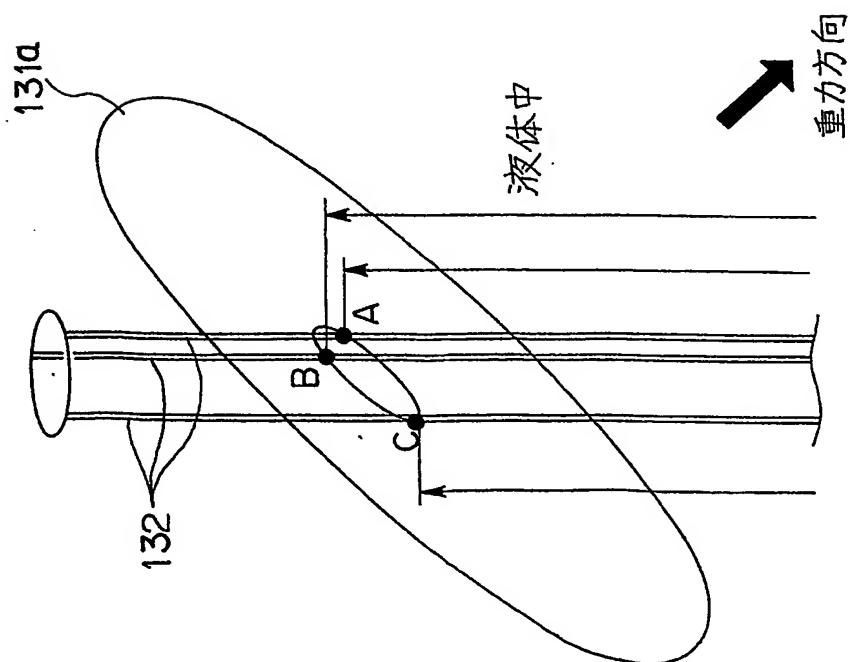


図 25A



28

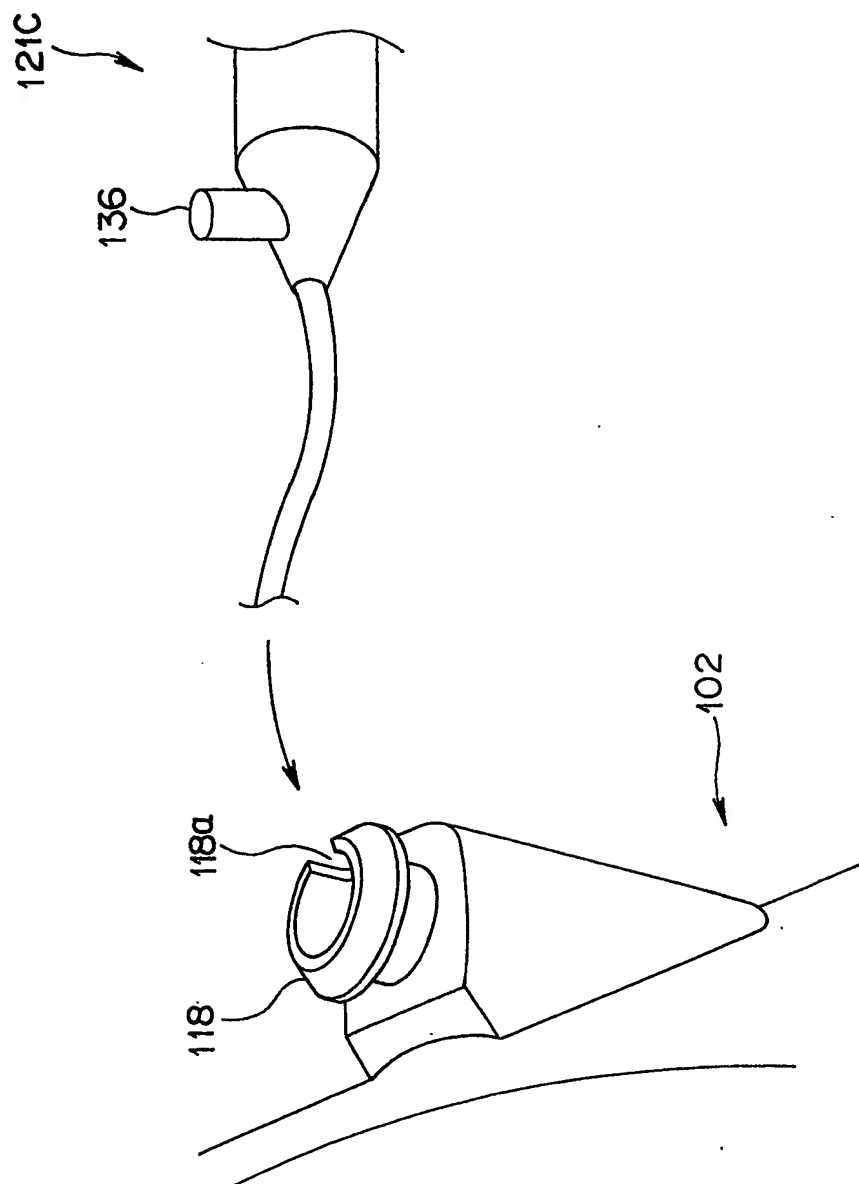


図 29

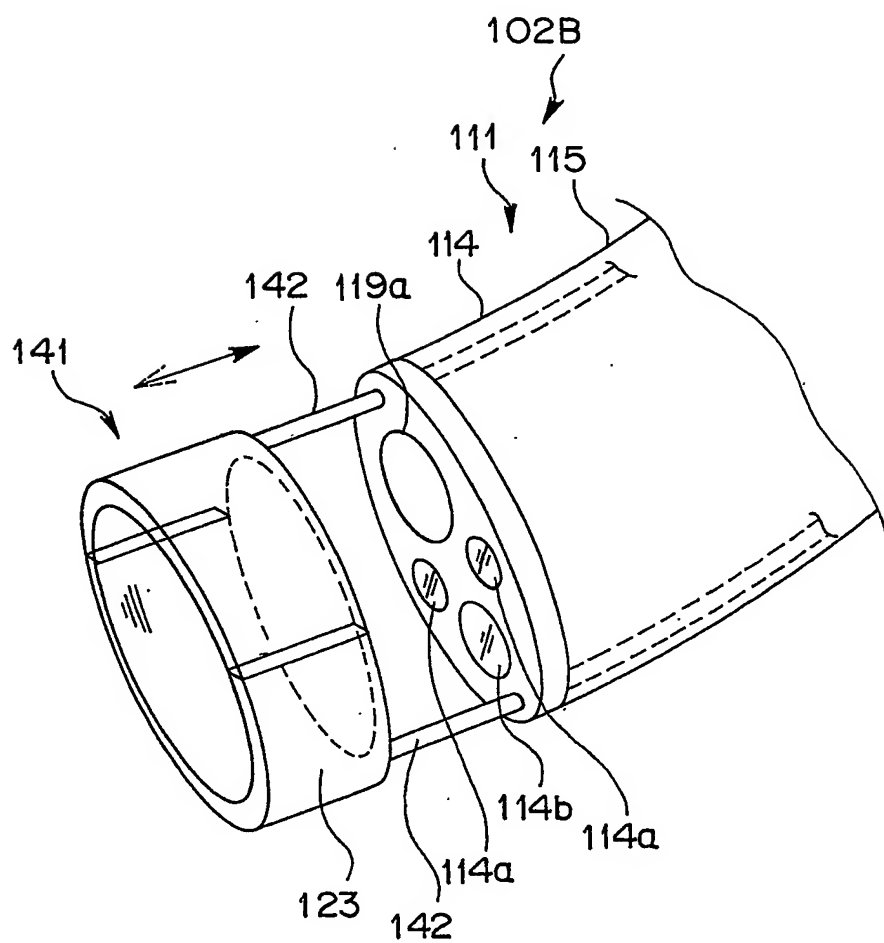
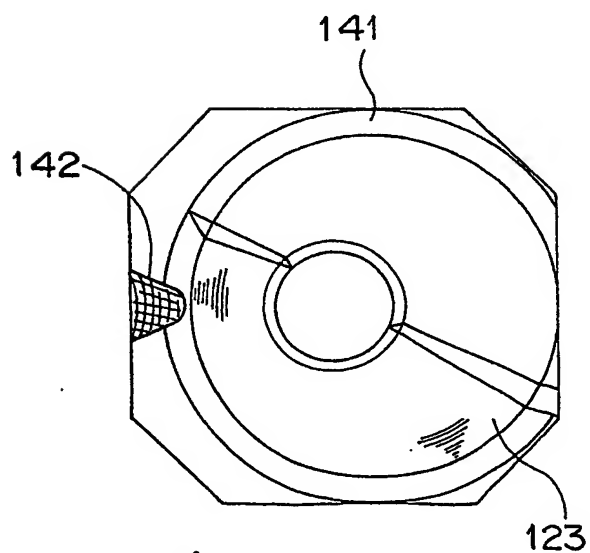


図 30



重力方向

図 31

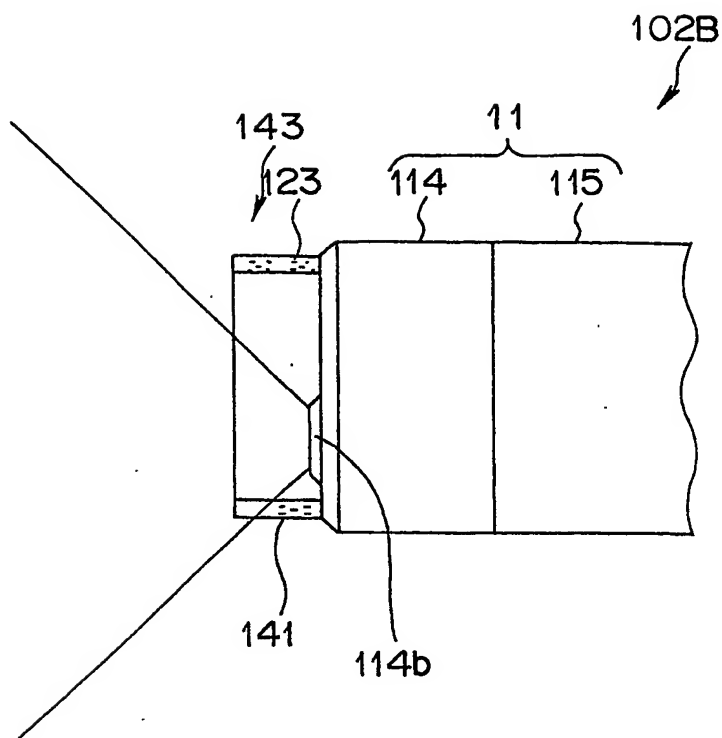


図 32

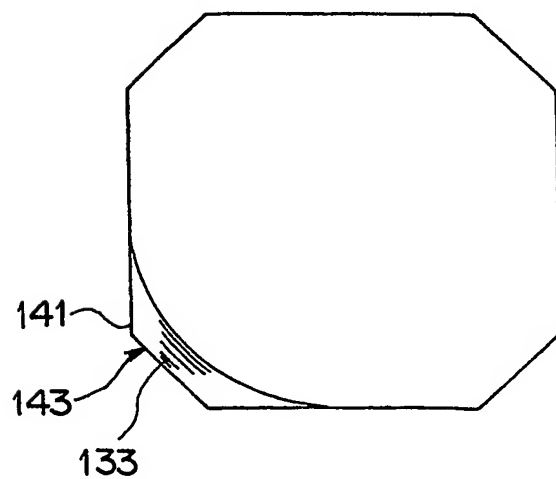


図 33

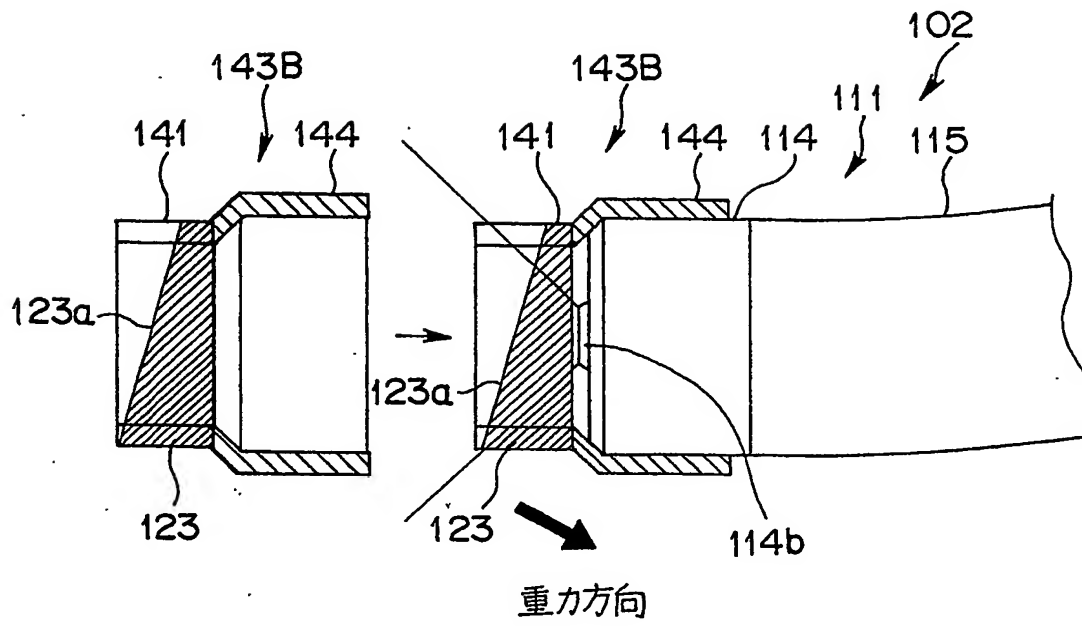


図 34

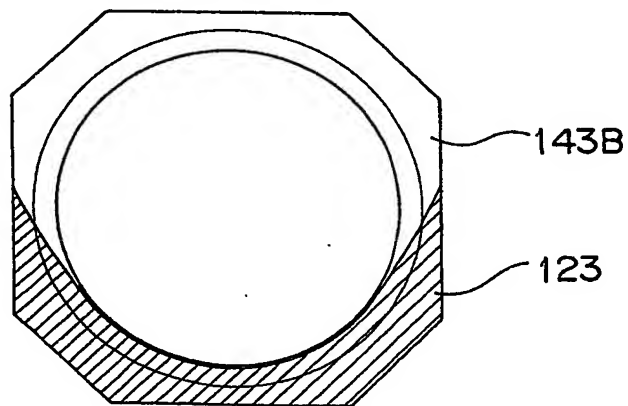


図 35

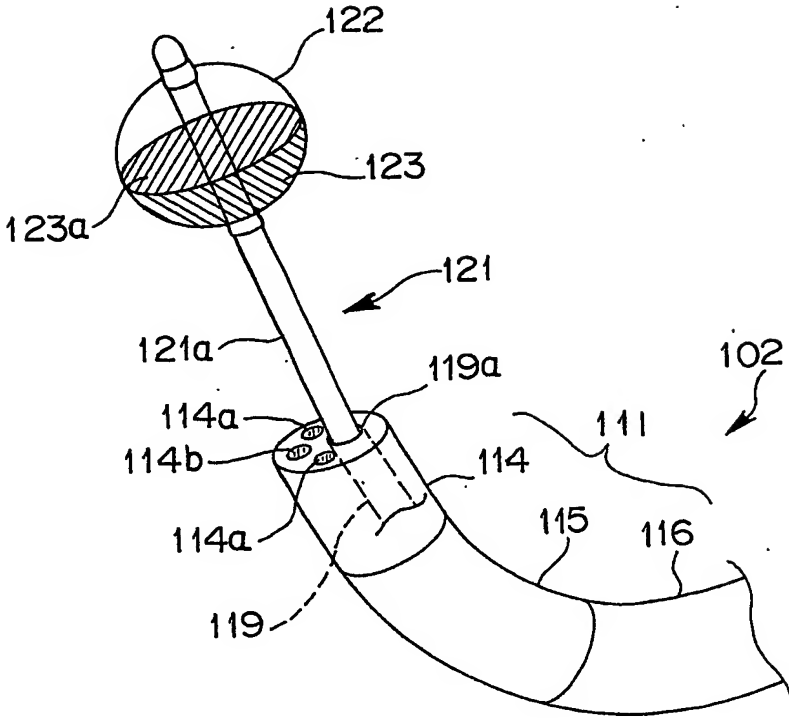


図 36

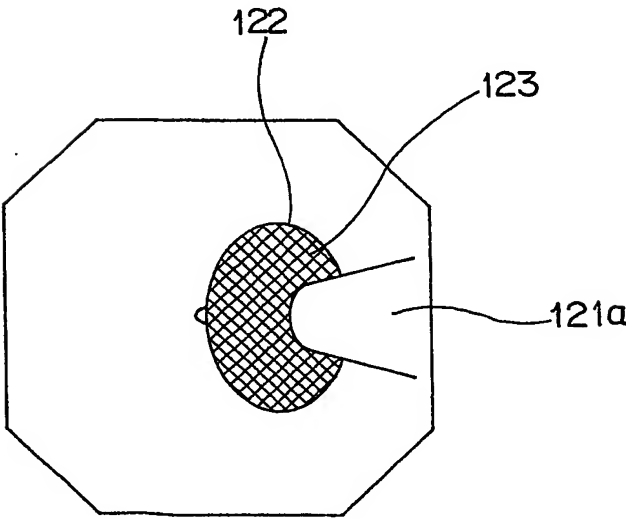


図 37

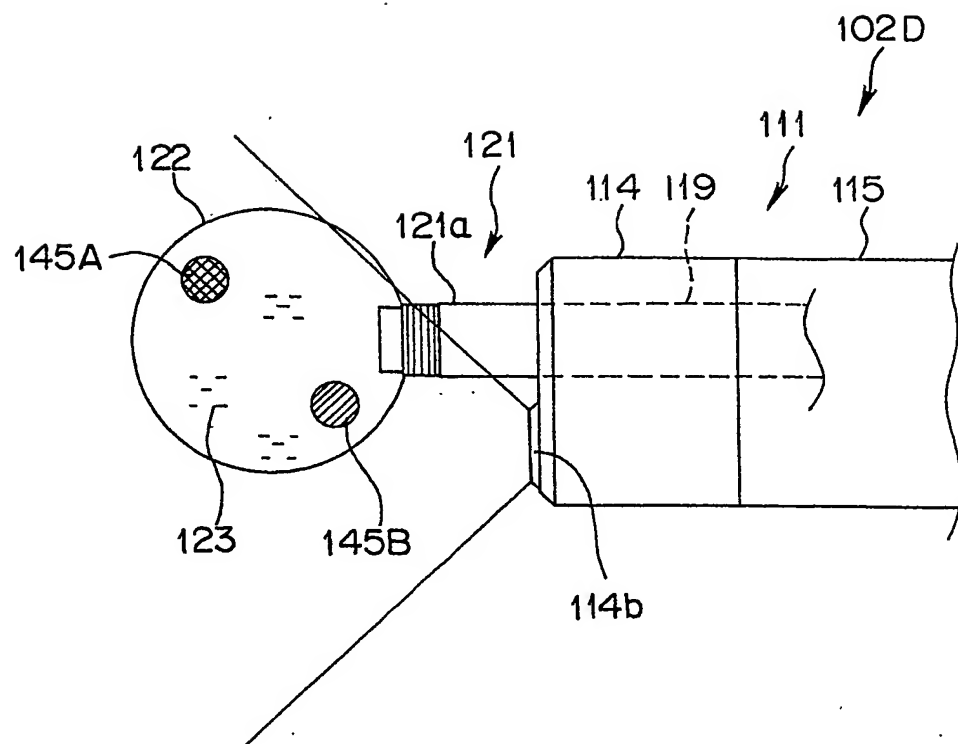


図 38

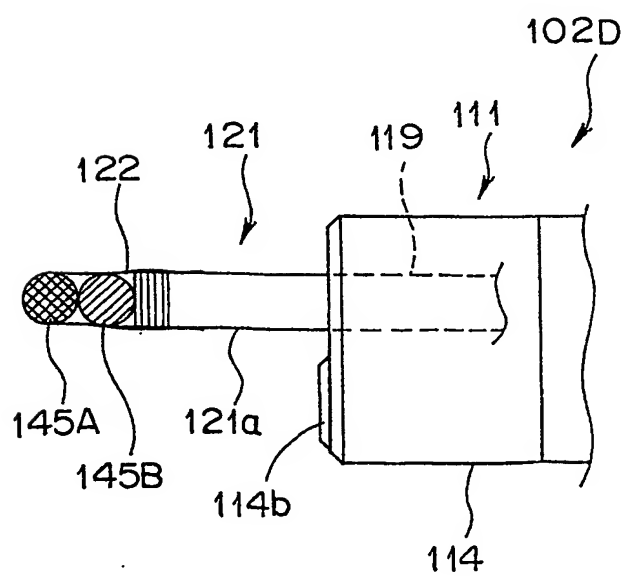


図 41

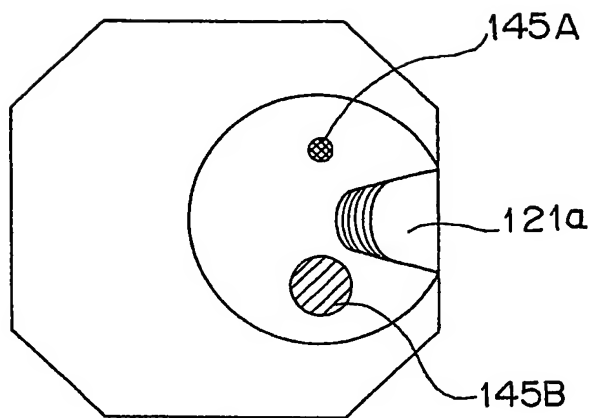


図 39

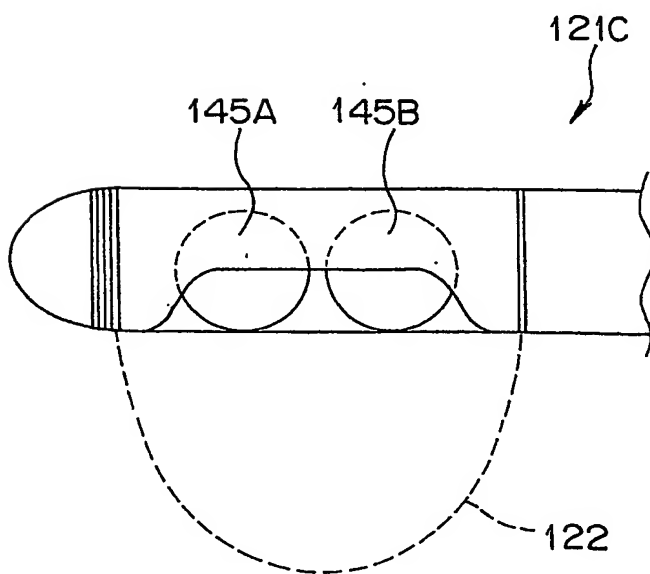


図 40

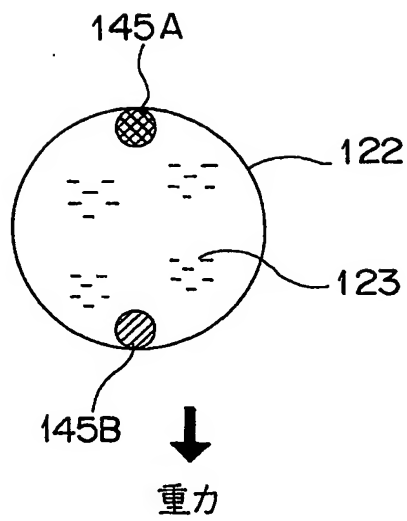


図 42

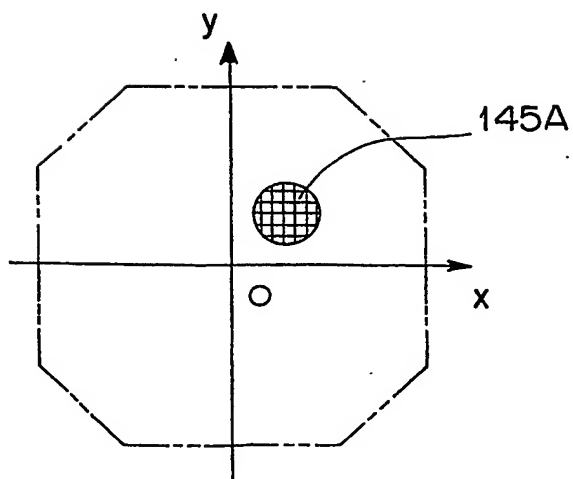


図 43

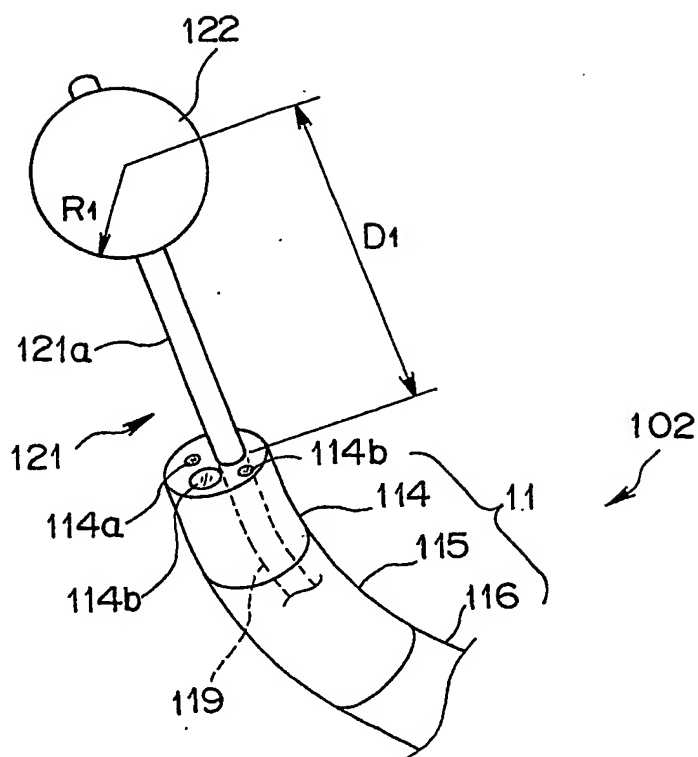


図 44

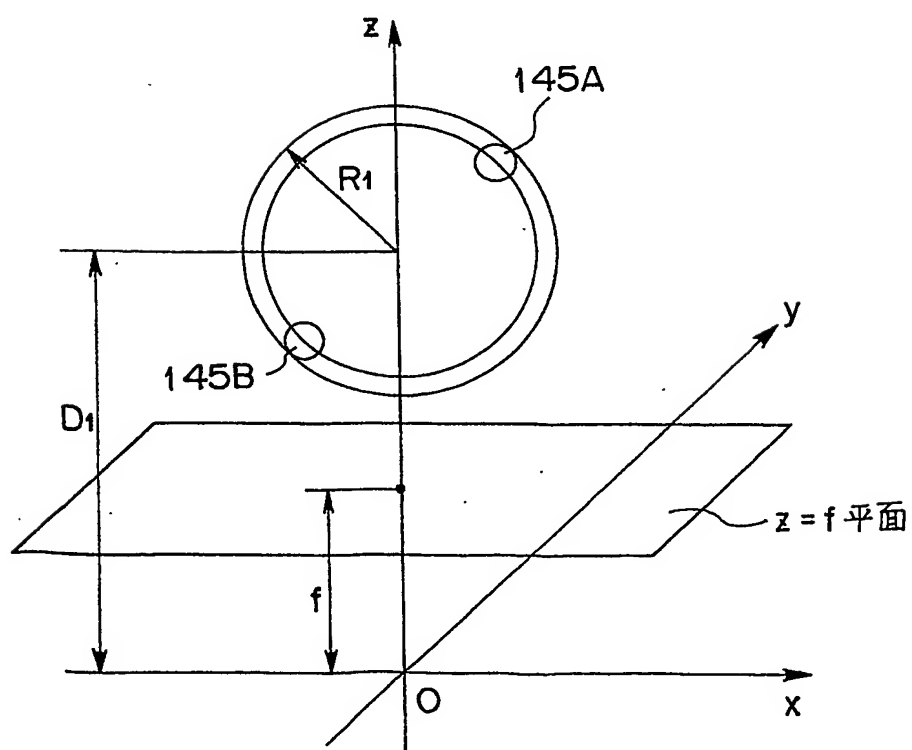


図 45

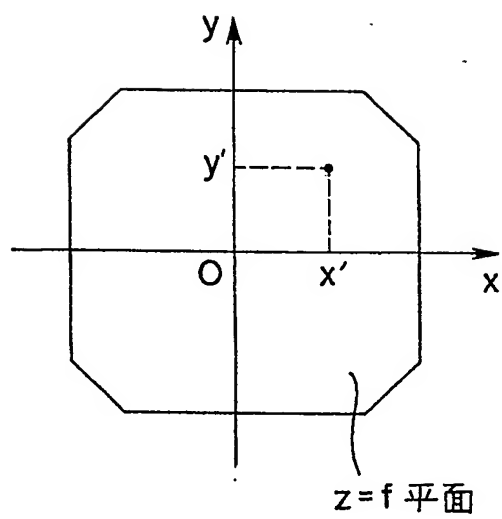


図 46

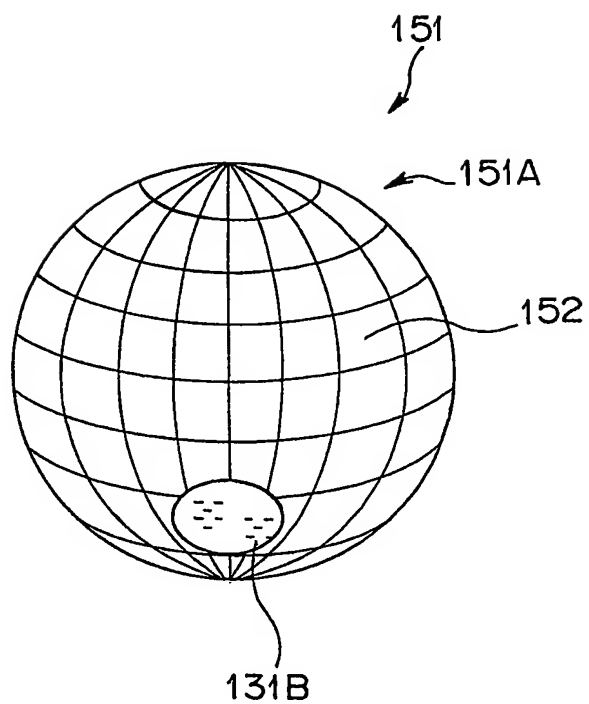


図 47

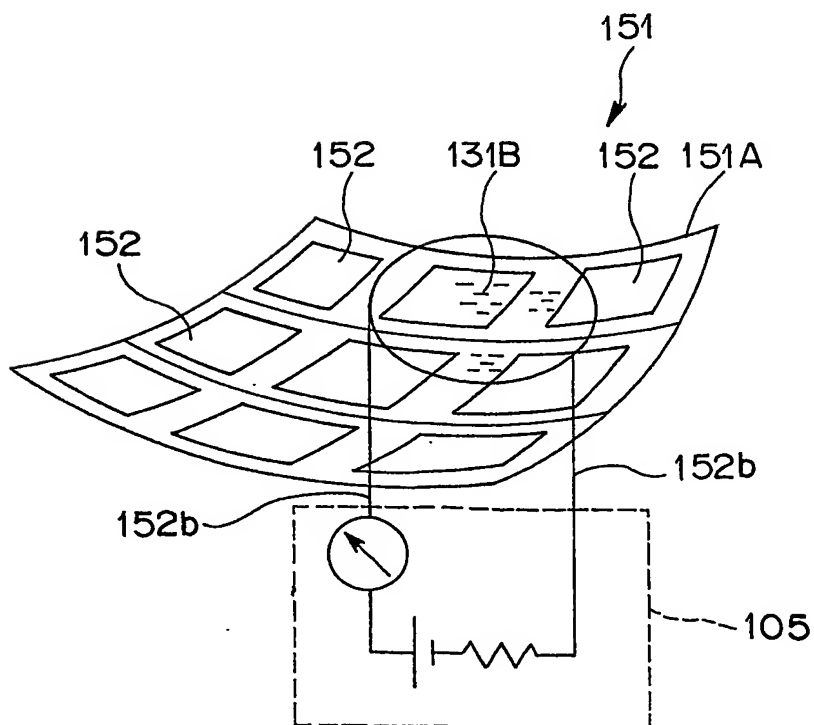


図 48B

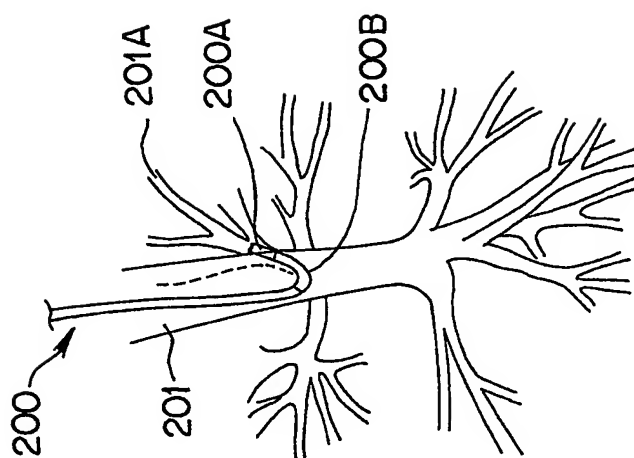


図 48A

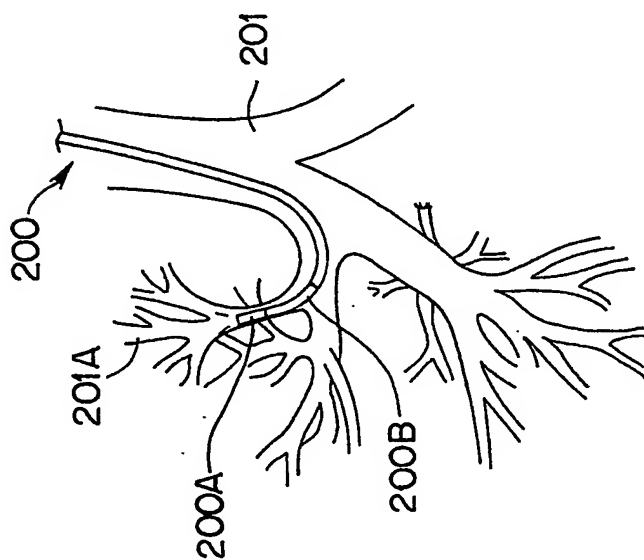


図 49B

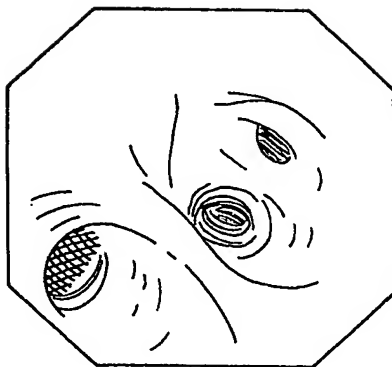
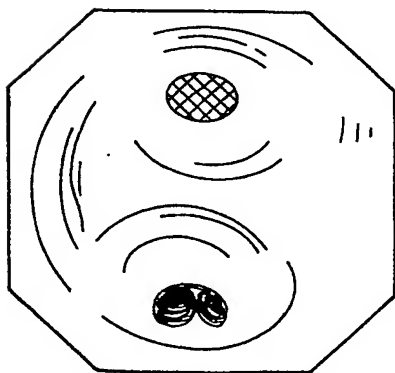


図 49A



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/11081

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl.⁷ A61B1/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl.⁷ A61B1/00-1/32, A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-200030 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 16 July, 2002 (16.07.02), Full text; Figs. 1 to 11	1-10, 12-18, 20, 24
A	Full text; Figs. 1 to 11 (Family: none)	11, 19, 21-23, 25-26
Y	JP 2000-135215 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 16 May, 2000 (16.05.00), Full text; Figs. 1 to 8	1-10, 12-18, 20, 24
A	Full text; Figs. 1 to 8 (Family: none)	11, 19, 21-23, 25-26
Y	JP 6-304127 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 01 November, 1994 (01.11.94), Full text; Figs. 1 to 23 (Family: none)	3, 4, 7, 8, 14, 15, 18

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
--	---

Date of the actual completion of the international search
24 September, 2003 (24.09.03)

Date of mailing of the international search report
07 October, 2003 (07.10.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/11081

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-127100 A (Kabushiki Kaisha Machida Seisakusho), 25 May, 1993 (25.05.93), Full text; Figs. 1 to 6 & US 5280781 A	1-26
A	JP 8-542 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 January, 1996 (09.01.96), Full text; Figs. 1 to 93 & US 5840024 A & US 6059718 A	1-26
P,A	JP 2002-345725 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 03 December 2002 (03.12.02), Full text; Figs. 1 to 11 (Family: none)	1-26

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A61B1/00-1/32Int. Cl⁷ A61B6/00-6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年

日本国公開実用新案公報 1971-2003年

日本国登録実用新案公報 1994-2003年

日本国実用新案登録公報 1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 2002-200030 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002.07.16 全文、第1-11図	1-10, 12-18, 20, 24
A	全文、第1-11図 (ファミリーなし)	11, 19, 21-23, 25-26
Y	J P 2000-135215 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2000.05.16 全文、第1-8図	1-10, 12-18, 20, 24
A	全文、第1-8図 (ファミリーなし)	11, 19, 21-23, 25-26

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

24.09.03

国際調査報告の発送日

07.10.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

安田 明央

2W

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	J P 6-304127 A (オリンパス光学工業株式会社) 1994. 11. 01 全文、第1-23図 (ファミリーなし)	3, 4, 7, 8, 14, 15, 18
A	J P 5-127100 A (株式会社町田製作所) 1993. 05. 25 全文、第1-6図 & U S 5280781 A	1-26
A	J P 8-542 A (オリンパス光学工業株式会社) 1996. 01. 09 全文、第1-93図 & U S 5840024 A & U S 6059718 A	1-26
P, A	J P 2002-345725 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002. 12. 03 全文、第1-11図 (ファミリーなし)	1-26